

ZEITSCHRIFT FÜR BIOLOGIE

Unter Mitarbeit von

E. Bauereisen, Leipzig - R. Dittler, Marburg/Lahn - A. Jarisch, Innsbruck - L. Lendle,
Göttingen - H. Lieb, Graz - H. Lullies, Homburg/Saar - R. Rigler, Graz - H. Schaefer,
Heidelberg - F. Scheminzky, Innsbruck - H. Schriever, Mainz - G. Schubert, Wien - E. Schütz,
Münster - H. Weber, Tübingen - K. Wezler, Frankfurt/Main - E. Wöhlisch, Würzburg

herausgegeben von

A. W. FORST - B. ROMEIS - R. WAGNER

106. Band · Heft 5

1954



Urban & Schwarzenberg · München und Berlin

Zeitschrift für Biologie

106. Band, Heft 5 (Seiten 319—394)

Inhalt

Aus dem Physiologischen Institut der Universität München und der Universitäts-Nervenklinik München

Dr. Hans-Joachim Hufschmidt, Die autogene Hemmung (R. Granit) als Bestandteil der Silent period (P. Hoffmann). Mit 4 Abbildungen 319

Prof. Dr. Karl Ludwig Schmitz, Düsseldorf, Die Berechnung der Körperoberfläche 325

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Würzburg

Prof. Dr. E. Wöhlisch, Die Schlaf-tiefenzahl: Theorie und Anwendung. Mit 6 Abbildungen 330

Aus dem Institut für animalische Physiologie Frankfurt a. M.

Prof. Dr. Kurt Greven, Über den Mechanismus der Regulierung der Kontraktionsstärke beim glatten Muskel durch tetanische und quantitative (räumliche) Summation. Mit 4 Abbildungen 377

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Würzburg

Dr. Nils Johan Nilsson und Prof. Dr. Kurt Kramer, Stromvolumpulse der herznahen Venen bei verschiedenen Kreislaufzuständen. Mit 6 Abbildungen 386

Die Lieferung der besprochenen und angezeigten Bücher und Zeitschriften erfolgt durch jede gute Buchhandlung

Schriftleitung: Prof. B. Romeis, Institut für Histologie und experimentelle Biologie, München 15, Pettenkoferstr. 11, Ruf 54 0 84.

Manuskripte sind zu schicken:

von Arbeiten experimentell-biologischen Inhalts an Prof. Benno Romeis, Institut für Histologie und experimentelle Biologie, München 15, Pettenkoferstr. 11, Ruf 54 0 84,
von Arbeiten physiologischen und physiologisch-chemischen Inhalts an Prof. Richard Wagner, Physiologisches Institut, München 15, Pettenkoferstr. 11, Ruf 53 3 35, 51 5 46,
von Arbeiten pharmakologischen Inhalts an Prof. August Wilhelm Forst, Pharmakologisches Institut, München 15, Nußbaumstr. 28, Ruf 51 0 34.

Erscheinungsweise: Die Zeitschrift erscheint in Heften von etwa 5 Druckbogen; je 6 Hefte bilden einen Band.

Bezugspreis: Für ständige Bezieher je Heft DM 12.50, der Band DM 75.—. Hefte im Einzelverkauf mit Aufschlag.

Anzeigen: Aufträge an den Verlag Urban & Schwarzenberg, München 26, Thierschstraße 11, erbeten.

Alle Rechte, auch die des Nachdruckes, der photomechanischen Wiedergabe und der Übersetzung, behalten sich Urheber und Verleger vor. Es ist insbesondere nicht gestattet, ohne Genehmigung des Verlages dieses Heft, einzelne Beiträge oder Teile daraus auf photomechanischem Wege (Photokopie, Mikrokopie) zu vervielfältigen.

Printed in Germany by Akademische Buchdruckerei F. Straub, München.

Aus dem Physiologischen Institut der Universität München
(Prof. Dr. R. Wagner) und der Universitäts-Nervenlinik München
(Prof. Dr. K. Kolle)

Die autogene Hemmung (R. Granit) als Bestandteil der Silent period. (P. Hoffmann)*

Von Hans-Joachim Hufschmidt

Mit 4 Abbildungen

Eingegangen am 14. August 1953

Ohne auf die Vielzahl derer einzugehen, welche in Experimenten und Hypothesen zur Erklärung der Silent period beigetragen haben, stelle ich die unlängst geäußerte Meinung P. Hoffmanns (1952)¹⁰ an den Anfang meiner kleinen Untersuchung: „Für das Zustandekommen der Silent period ist nun ersichtlich nicht nur ein Faktor in Frage kommend, sondern mehrere: 1. der mechanisch durch Entlastung der Muskelspindeln entstehende Ausfall des sensiblen Zustromes; 2. die durch diese Entlastung hervorgerufene Hemmung im Sinne Granits; 3. die zentrale Subnormalphase, die sich in zahlreichen Experimenten am Rückenmark direkt erweisen läßt.“ — Gegen die alleinige Verantwortlichkeit einer dieser drei Punkte sind eine Reihe stichhaltiger Argumente aufgestellt worden. So verbietet schon die Tatsache der sich unmittelbar an den Reflex anschließenden Hemmung eine Erklärung im Sinne des ersten oder des zweiten Punktes allein, denn für diese müßte, da sie eine periphere Genese voraussetzen, immer eine Reflexzeit zwischen Kontraktion und Hemmung liegen. Hierauf machten Delius und Hoffmann (1934)³ aufmerksam, wie auch auf die — zumindest äußerliche — Identität von elektrisch und adäquat ausgelöstem Reflex. Mit einiger Gewißheit könnte man also annehmen, daß der sich an die Reflexzuckung nahtlos anschließende Hemmungsteil die Subnormalphase der Motoneurone darstellt (Eccles und Mitarbeiter 1950)¹. Die Frage nach dem intimen Vorgang selbst, siehe Toennies und Jung (1948)¹⁹, kann hier offen bleiben. Aber selbst bei einem so zentral aussehenden Vorgang darf man nicht vergessen, daß im Augenblick der Reflexauslösung — elektrisch oder adäquat — auch

* Herrn Prof. Dr. Richard Wagner zum 60. Geburtstag gewidmet.

schnelleitende hemmende Fasern mit ins Spiel kommen, *Granit* (1950)⁵; die excitatorisch-inhibitorische Balance kann daher äußerst rasch zu Gunsten des einen wie des anderen verschoben werden. Einen interessanten Aspekt dazu gibt der Versuch von *Magladery* (1953)¹⁶: Eine sanfte Dehnung des Gastrocnemius genügt, um den monosynaptischen Reflex des gleichen Muskels (H-Reflex) vollkommen zu hemmen. Dasselbe konstatierten *Granit* und *Stroem* (1951)⁶ an motorischen Einheiten (Ableitung von Filamenten der Vorderwurzeln bei der Katze). Und zwar kann beim gleichen Muskel die Hemmung eine direkte sein, ohne daß vorher eine Entladung der Motoneurone stattgefunden hätte. Man kommt also nicht um die Annahme herum, daß es bereits bei der Auslösung des Reflexes parallel laufende hemmende Impulse gibt und daß diese auch ihre Rolle in der ersten Phase der Silent period spielen. Die Beweisführung zu Gunsten einer durch die Entladung der Motoneurone hervorgerufenen subnormalen Phase muß schließlich auf eine „Pikanterie“ (*P. Hoffmann*) zurückgreifen: Die antidrome Entladung und die ihr nachfolgende Hemmung für den monosynaptischen Reflex (*Renshaw*, 1946¹⁸, *Lloyd* 1943¹⁵).

Die Silent period hat außer ihrem umstrittenen Anfangsteil eine beträchtliche Dauer, so daß ein Wirksamwerden afferenter hemmender Impulse aus der Reflexzuckung selbst denkbar wäre. Beim Achillessehnenreflex würde das nach 32 ms eintreten. Nach 35 ms, bzw. etwas später setzt auch *Wesslau* (1951)²⁰ auf Grund seiner Experimente eine Cäsur. Man nimmt also die Möglichkeit einer späten „peripheren Aussteuerung“ im Hinblick auf die *Granitschen* Versuche an, ist aber bisher den Beweis beim Menschen schuldig geblieben.

Um die Komplikation des elektrischen Reizes zu vermeiden (gleichzeitige synchrone Erregung bahnender wie hemmender Fasern und die antidromen Effekte), löste ich den adäquaten Achillessehnenreflex aus. Massenableitungen durch die Haut wurden mit einem EEG-Apparat „Schwarzer“ registriert, der eine Frequenz von annähernd 150/s aufzeichnet. Die Gastrocnemius-Ableitung gibt das bekannte Bild, dem nicht zu entnehmen ist, ob und wann eine autogene Hemmung eintritt. Ich registrierte daher gleichzeitig die Willkürinnervation eines Synergisten, des Quadriceps femoris, im unteren Drittel. Die Abbildungen zeigen das Resultat.

Abb. 1 ist einem Versuch mit langsamer Registriergeschwindigkeit entnommen. In der Gastrocnemiusableitung erkennt man eine deutliche Reflexzacke. In der oberen Ableitung des Rect. femoris markiert, wie in allen Abbildungen, der erste Pfeil den Augenblick der Reflexzuckung. Der zweite Pfeil in Abb. 1 deutet den Beginn einer 60 ms langen Hemmungsphase an, die aber erst nach einer beträchtlichen Latenz von 50–60 ms in Erscheinung tritt. Die durch die langsame Registriergeschwindigkeit dicht gedrängten Aktionspotentiale zeigen in besonders auffälliger Weise die Innervationsstille. Zeitlich deutlichere Verhältnisse bringen die folgenden Abbildungen größter Registriergeschwindigkeit (100 mm/s). Wenn auch die Leistung eines modernen EEG-Apparates keinesfalls mit der eines Kathodenstrahloszillographen verglichen werden kann, so lassen

sich doch Zeiten von der Größenordnung einer Reflexüberleitung mit Sicherheit feststellen. Nach den Messungen von Magladery (1953)¹⁶ muß man für die afferenten schnellleitenden Fasern eine Leitungsgeschwindigkeit von 70—75 m/s annehmen und für die motorischen Fasern einen cirka 10 % niedrigeren Wert. In unserem Falle könnten sich also frühestens zwischen 25—30 ms (3 mm auf der Kurve) afferente Impulse aus dem Gastrocnemius in der Rect.femoris-Ableitung bemerkbar machen. In den Abbildungen 2—4 ist dieser Moment mit Pfeil 2 markiert. Bis zum Beginn der Hemmungsphase, Pfeil 3, verstreicht aber noch eine Zeitspanne von 10—30 ms.

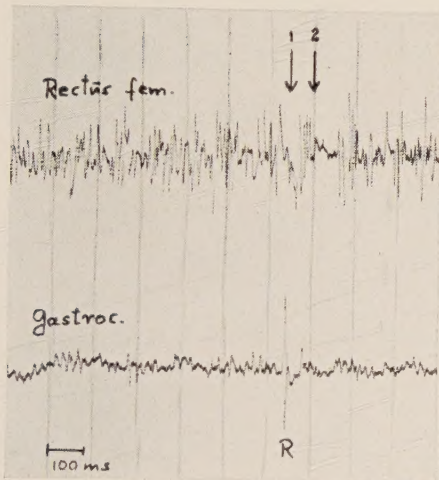


Abb. 1

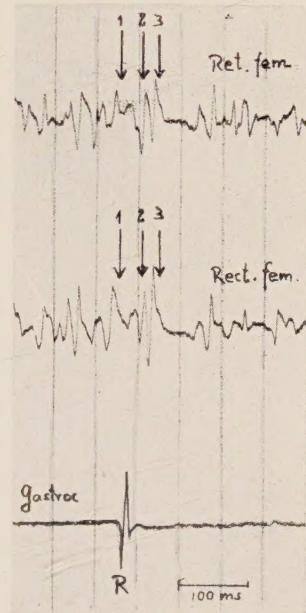


Abb. 2

Wird, wie es Granit (1950)⁵ tut, Kontraktion oder Zug als „conditioning shock“ verwendet und mit dem nachfolgenden monosynaptischen Reflex die Motoneurone des gleichen Muskels getestet, so ergibt sich bei der Kontraktion eine initiale Phase der Bahnung von 10—20 ms (bei Dehnung ist diese bedeutend länger). Daran anschließend tritt erst eine länger dauernde Hemmung ein. Werden auf gleiche Weise die Motoneurone eines Synergisten untersucht, so finden sich dieselben zeitlichen Verhältnisse: zuerst kurze Bahnung — dann lange Hemmung.

Eine solche der Hemmung vorlaufende bahnende Phase trat in meinen Ableitungen des öfteren auf: zwischen Pfeil 2 und 3 in den Abb. 2 und 3. Wenn auch die Bahnung selbst nicht immer auffällig ist, so findet man doch meist eine Latenz in dieser Größenordnung. Auch ist hier die technische Voraussetzung (EEG-Apparat) nicht erfüllt, um mit Sicherheit eine

eventuelle direkte Hemmung zu identifizieren, wie dies in den Experimenten von *Brooks und Eccles* (1948)² mit elektrischen Reizen gefunden wurde. Immerhin deuten manche meiner Befunde in diese Richtung. In Abb. 4 ist es z. B. schwer, anzugeben, ob überhaupt eine Latenz vorliegt. Ein Nachweis der direkten Hemmung in den Motoneuronen des Synergisten wäre jedenfalls in Hinblick auf die gegensätzlichen Ergebnisse von *Hoff, Hoff, Bucy und Pi-Suñer* (1934)⁸ sehr wünschenswert.

Der Einfluß einer Reflexzuckung auf die Aktivität eines Synergisten kann schließlich nur — wie das von *P. Hoffmann* mehrfach nach dem Eigenreflex gefunden wurde — zu einem rhythmischen An- und Abschwelen der Innervation führen (Abb. 3). Es soll hier nicht diskutiert werden, inwieweit ein solcher Rhythmus zentralen Ursprungs ist (*Jung*, 1941)¹³.

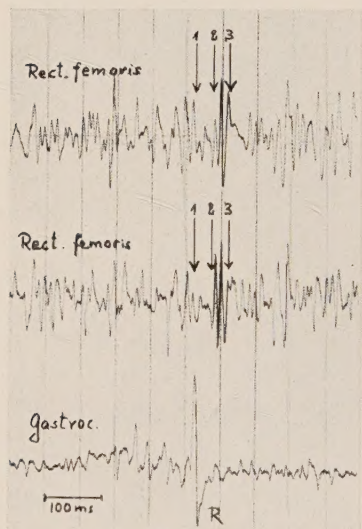


Abb. 3

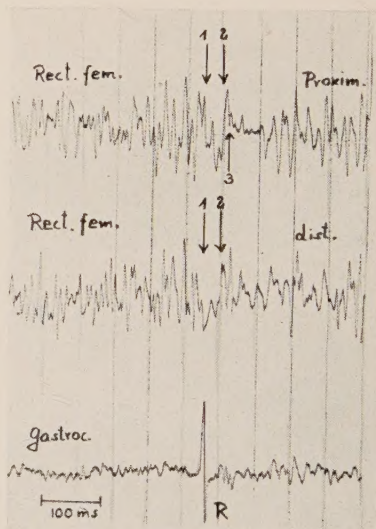


Abb. 4

Das Problem bekommt jedenfalls ein anderes Gesicht durch den Nachweis, daß jede — nicht nur eine reflektorische — Muskelzuckung, sei sie durch elektrischen Reiz (*Hufschmidt*, 1953^a)¹¹ ausgelöst oder durch die Willkür (*Hufschmidt*, 1953^b)¹², eine deutliche autogene Hemmung mit anschließendem Rebound nach sich zieht. Eine periphere Genese rhythmischer Erscheinungen von 80 ms Dauer und darüber konnte wahrscheinlich gemacht werden.

Die Abb. 4 hat noch ein besonders interessantes Detail: die Motoneurone eines Muskels sind keinesfalls zu einem bestimmten Zeitpunkt in ihrer Funktion gleichwertig. Bei zwei Ableitungen, die nur wenige cm voneinander getrennt waren, ließ sich in der proximalen eine Hemmung entdecken, in der distalen dagegen nicht. Bei systematischer Abtastung der Oberfläche eines Muskels konnte dies als sehr verbreitet gefunden werden (*Hufschmidt*, 1953^b)¹².

Diese Hemmung im Synergisten nach Ablauf der geforderten Reflexzeit ist wohl der sicherste Beweis eines wirklichen Hemmungsreflexes. Eine prinzipielle Verschiedenheit zum Entlastungsreflex von *Hansen* und *Hoffmann* (1922)⁷ besteht wohl nicht. — Die geschilderte autogene Hemmung wird sicher eine Rolle in den Ergebnissen von *Merton* (1951)¹⁷ gespielt haben, wenngleich dieser Autor die bekannte Annahme von *Fulton* und *Pi-Suñer* (1928)⁴ zur Erklärung heranzieht, nämlich die Unterbrechung des afferenten Zustromes. Wenn auch der positive Beweis einer Hemmung geführt ist, so gibt es doch noch einen sehr triftigen Einwand gegen die Ansicht *Mertons*. *P. Hoffmann* (1927/28)⁹ machte darauf aufmerksam, daß der willkürliche Aktivitätshintergrund beim Menschen nicht mit dem hauptsächlich proprioceptiv bedingten eines Decerebrationspräparates verglichen werden kann. Die Fig. 12 in der Arbeit von *Lloyd* (1941)¹⁴ zeigt deutlich, wie stark das periphere Aktionsstrombild — durch Reizung des trac. pyramid. hervorgerufen — nach Fortfall aller Afferenzen verringert ist. Aber von einer Innervationsstille, wie sie sich nach dem Eigenreflex darbietet, kann keine Rede sein.

Die Arbeit konnte in dankenswerter Weise mit Hilfe der Deutschen Forschungsgemeinschaft ausgeführt werden.

Zusammenfassung

20–30 ms nach einer adäquat ausgelösten Reflexzuckung im Gastrocnemius trat eine Hemmung von 50–60 ms Dauer in einem Synergisten (Rectus femoris) auf. Damit ist der Nachweis einer reflektorischen autogenen Hemmung in der menschlichen Muskulatur erbracht und zugleich wahrscheinlich gemacht, daß der finale Teil der Silent period nach einem Eigenreflex peripheren Ursprungs ist.

Summary

25 to 30 msec after an adequately loosed reflex reaction in the gastrocnemius muscle, the author observed a 50 to 60 msec lasting inhibition in one of the synergistic muscles (rectus femoris). This proves the existence of an autogenous reflex inhibition in the human musculature and suggests that the final portion of the silent period following a proprioceptive reflex, is of peripheral origin.

Résumé

25 à 30 millisecondes après une réaction réflexe proprement déclenchée dans le muscle gastrocnémien, il se produisit une inhibition d'une durée de 50 à 60 millisecondes dans un muscle congénère (muscle droit antérieur de la cuisse). Cela prouve une inhibition réflexe autogène dans la musculature humaine et rend probable l'origine périphérique de la partie finale de la »silent period« après un réflexe proprioceptif.

Schrifttum

- 1 *Brooks, C. McC., C. B. B. Downmann* und *J. C. Eccles*, *J. Neurophysiol.* **13** (1950): 9 und 157 — 2 *Brooks, C. McC. und J. C. Eccles*, *J. Neurophysiol.* **11** (1948): 401 — 3 *Delius H. und P. Hoffmann*, *Zschr. Biol.* **95** (1934): 229 — 4 *Fulton, J. F. und J. Pi-Suñer*, *Amer. J. Physiol.* **83** (1928): 554 — 5 *Granit, R., J. Neurophysiol.* **13** (1950): 351 — 6 *Granit, R. und G. Ström*, *J. Neurophysiol.* **14**

- (1951): 113 — 7 Hansen, K. und P. Hoffmann, Zschr. Biol. **75** (1922): 293 — 8 Hoff, H. E., Hoff, E. C., P. C. Bucy und J. Pi-Suñer, Amer. J. Physiol. **109** (1934): 123 — 9 Hoffmann, P., Zschr. Biol. **87** (1927/28): 391 — 10 Hoffmann, P., Experientia VIII/10 (1952): 371 — 11 Hufschmidt, H.-J., Nature, in Vorbereitung — 12 Hufschmidt, H.-J., Zschr. Biol., in Vorbereitung — 13 Jung, R., Zschr. Neurol. **173** (1941): 263 — 14 Lloyd, D. P. C., J. Neurophysiol. **4** (1941): 525 — 15 Lloyd D. P. C., J. Neurophysiol. **6** (1943): 143 — 16 Magladery, J. W. und Mitarbeiter, J. Hopk. Bull. (1953), nur als Manuskript-Kopie zugänglich — 17 Merton, P. A., J. Physiol. **114** (1951): 183 — 18 Renshaw, B., J. Neurophysiol. **4** (1941): 167 — 19 Tönnies, J. F. und R. Jung, Pflügers Arch. **250** (1948): 667 — 20 Wesslau, W., Pflügers Arch. **255** (1952): 273.

Die Berechnung der Körperoberfläche

Von Prof. Dr. Karl Ludwig Schmitz, Düsseldorf

Eingegangen am 21. August 1953

Die Feststellung der Körperoberfläche hat nicht nur ein physiologisches sondern auch vielfach ein praktisch klinisches Interesse (z. B. zur Korrelation mit dem Wärmehaushalt, Schlagvolumen, Herzindex, der Vitalkapazität u. a. m.).

Die heute dafür gebräuchlichsten Formeln sind die von *Meeh-Vierordt*¹ nur aus dem Körpergewicht (G), und die ältere *Du Boissche*² aus G und H (Körperhöhe).

Diese letztere Formel entspricht der einfachen Überlegung, daß der Mantel eines Zylinders unabhängig vom Zylinderradius aus dem Volumen zu errechnen ist, nämlich die Oberfläche

$$O = c.2 (3,1416 \cdot G \cdot H)^{0,5}$$

wobei das Volum mit dem Gewicht des (menschlichen) Körpers gleichgesetzt wird. Mit dieser Formel und entsprechenden Konstanten (c) kann man sehr genaue Werte erhalten ($\pm 5\%$ max. Fehlerbreite). *D. Du Bois* und *E. F. Du Bois* haben dann versucht, wenigstens für Erwachsene eine noch bessere Formel (III) zu finden. Diese hat jedoch den Nachteil, gegenüber morphologischen Abweichungen äußerst empfindlich zu sein. Sie rechnet das Gewicht als 3. Potenz der Kubuskante, sodaß der Exponent 0,425 des Gewichtes, auf die Kubuskante bezogen 1,275, zusammen mit dem Exponenten der Höhe 0,725 genau 2,0 oder den Flächenexponenten 2 ergibt. Um die morphologische Empfindlichkeit dieser Formel zu verringern, habe ich vor 12 Jahren die sogenannte „Hauptformel“ (IV) bekannt gegeben, welche für G den Exponenten 0,6 und für H den Exponenten 0,2 (zusammen also auch linear $1,8 + 0,2 = 2,0$) aufweist. Diese Formel hat den weiteren Vorteil, altersunabhängig zu sein, sodaß für Kinder und Erwachsene die gleiche Konstante verwendet werden kann. Für Frauen fehlt bei allen hier genannten Berechnungsarten die Feststellung von Konstanten mangels genügender Ausmessungen weiblicher Körper. In der gleichen Arbeit habe ich zwei weitere Berechnungsarten angegeben, das sogenannte „Flächenmaß“ (V), die bisher genaueste Methode, und die sogenannte „Faustregel“ (VI), die ohne Logarithmen mit den elementarsten Rechenarten anwendbar ist. Dennoch ergibt sie von allen 6 Methoden die drittbesten Resultate.

Im folgenden sind die Körpergewichte in kg, die Körperhöhen stehend in m ausgedrückt.

Die 6 Körperoberflächenformeln lauten:

$$O = c \cdot G^{0,6667} \quad \text{oder } \log O = \log c + 0,6667 \log G \quad \text{I}^1$$

$$O = c \cdot (G \cdot H)^{0,5} \quad \text{oder } \log O = \log c + 0,5 (\log G + \log H) \quad \text{II}$$

$$O = c \cdot G^{0,425} \cdot H^{0,725} \quad \text{oder } \log O = \log c + 0,425 \log G + 0,725 \log H \quad \text{III}^2$$

$$O = c \cdot G^{0,6} \cdot H^{0,2} \quad \text{oder } \log O = \log c + 0,6 \log G + 0,2 \log H \quad \text{IV}^3$$

$$O = c \cdot \left(\frac{0,01 G}{H} + 2 \cdot (0,01 G \cdot H)^{0,5} \right) \quad \text{V}^3$$

$$O = \frac{G}{6 \cdot 10} + \frac{6 H}{10} - c \quad \text{VI}^3$$

IV und V sind praktisch altersunabhängig. Bei Korrelationsuntersuchungen einer zu prüfenden Funktion kann mit diesen beiden Methoden am ehesten deren Altersabhängigkeit festgestellt werden. Mit Rücksicht einmal auf die schnelle Entfaltung der Gesundheitsmedizin und der Kollektivhygiene wiederhole ich nachstehend meine Ergebnisse von 1941 hier, weil bei nahezu allen Besitzern dieser Arbeit, ebenso wie bei mir, diese Darstellung durch Kriegseinwirkung in Verlust geraten ist und ich selbst nur mit großer Mühe endlich in Photokopie meine damalige Arbeit wiedererlangt habe. — Da nun das spez. Gewicht des Körpers je nach Alter, aber auch je nach Individual- und Kollektivkonstitution (Volk, Rasse) und endlich auch je nach Luftgehalt (Atemstellung, Krankheit usw.) variiert, muß man bei richtiger Wahl der Konstanten solche Differenzen bis zu $\pm 5\%$ bei allen Formeln in Kauf nehmen. Nach Vierordt¹ haben Miva und Stoeltzner sowie Bouchard durch Mitverwendung von Umfangmaßen (Brust bzw. Taille) zwei weitere Methoden angegeben, die aber einmal zu kompliziert und andererseits wegen Mangel an Testmaterial heute nicht mehr praktisch anwendbar sind. Überhaupt ist man sehr behindert, weil tatsächliche Ausmessungen der ganzen Körperoberfläche sehr rar sind, was bei der Schwierigkeit und Langwierigkeit solchen Tuns verständlich und bei Lebenden sowieso kaum durchführbar ist. Daher habe ich mich bei der Vergleichs-Prüfung obiger 6 Formeln auf die Ausmessungen beschränkt, die von Meeh (16 Fälle) und von C. Hecker (1 Fall) ausgeführt worden sind.¹ Bei dieser Überprüfung stellte sich nun heraus, daß nach allen 6 Formeln die Nr. 4, 9, 10, 14, 15 über $\pm 5\%$ starke Abweichungen zeigten, zu deren Erklärung nur Körperbau-Druck- oder Meßfehler in Frage kommen. Deshalb habe ich in den folgenden Tabellen von diesen 5 Sonderfällen abgesehen und führe unter römischen Nummern nur die übrigen 12 Fälle hier an.

In den folgenden Aufstellungen wird die Oberfläche bis auf 10 cm² (also mit 3 Dezimalstellen) genau angegeben.

Die XII Beobachtungsfälle

Nr.	Jahre	kg	m	m ²	Bemerk
I	0,016	3,020	0,500	0,250	
II	0,542	6,766	0,660	0,422	
III	1,208	9,514	0,740	0,535	
IV	6,708	17,500	1,020	0,802	
V	9,150	18,750	1,120	0,855	
VI	9,833	19,313	1,145	0,880	(0,885)
VII	13,125	28,300	1,375	1,188	
VIII	20,583	59,500	1,700	1,870	gut proport.
IX	26,297	62,250	1,620	1,896	kräftig (1,920)
X	35,960	78,250	1,710	2,243	corpulent
XI	66,000	65,500	1,720	2,028	(2,017)
XII	58,000	56,200	1,700	1,820	

Die unter Bemerk eingeklammerten Zahlen sind Summen der Messung von rechter und linker Körperhälfte. Die anderen Zahlen sind Verdopplungen der nur rechts gemessenen Hälfte.

Die zu den 6 Formeln gehörigen Konstanten c

	Männer	Kinder	
(I) Meeh-Vierordt	0,12312	0,11970	
(II) Du Bois	0,18850	0,20100	
(III) Du Bois-Du Bois	0,22923	0,25570	(Deutsche)
	0,20640	—	(Angloamerikaner)
(IV) Hauptformel	0,14614	0,14614	
(V) Flächenmaß	0,80000	0,80000	
(VI) Faustregel	0,11750	0,08930	

Die Konstanten für Kinder gelten bei (II) und (III) bis 10 kg, bei (I) und (VI) bis 20 kg. Bei (IV) und (V) sind die Konstanten alters- und gewichtsunabhängig.

Vergleich der Ergebnisse

Nr.	Meeh-Vierordt	Du Bois	Du Bois - Du Bois	Hauptformel	Flächenmaß	Faustregel
I	0,250	0,247	0,247	0,247	0,245	0,261
II	0,438	0,425	0,426	0,424	0,420	0,420
III	0,537	0,534	0,535	0,532	0,527	0,513
IV	0,807	0,796	0,785	0,817	0,813	0,814
V	0,845	0,864	0,865	0,868	0,867	0,867
VI	0,886	0,888	0,890	0,888	0,888	0,891
VII	1,143	1,178	1,195	1,158	1,164	1,179
VIII	1,877	1,896	1,912	1,895	1,889	1,894
IX	1,934	1,893	1,882	1,919	1,914	1,892
X	2,253	2,180	2,157	2,226	2,217	2,213
XI	2,001	2,001	2,009	2,003	2,003	2,006
XII	1,806	1,885	1,866	1,823	1,828	1,839

Übereinstimmung in Prozenten der Beobachtungsfälle

Nr.	(I) Meeh- Vierordt	(II) Du Bois	(III) Du Bois - Du Bois	(IV) Haupt- formel	(V) Flächen- maß	(VI) Faust- regel
I	100,00	98,80	98,80	98,80	98,00	104,40
II	103,79	100,71	100,95	100,47	99,53	99,53
III	100,37	99,81	100,00	99,44	98,50	95,89
IV	100,62	99,25	97,88	101,87	101,37	101,50
V	98,83	101,05	101,17	101,52	101,40	101,40
VI	100,68	100,91	101,14	100,91	100,91	101,25
VII	96,21	99,16	100,59	97,47	97,98	99,24
VIII	100,37	101,39	102,25	101,34	101,02	101,28
IX	102,00	99,84	99,26	101,21	100,95	99,79
X	100,45	98,89	98,78	99,24	98,84	98,66
XI	98,67	98,67	99,06	98,77	98,77	98,92
XII	99,23	103,57	102,53	100,16	100,44	101,04

Maxima und Minima jeder Kolonne sind in Fettdruck. Darnach zeigt, wie zu erwarten, die elementare Berechnung mit der *Faustregel* die größte Abweichung (+ 4,40, — 4,11 %) und an zweiter Stelle die *Meeh-Vierordtsche* Berechnung. Dagegen zeigt die *Flächenmaßformel* die geringste Extremabweichung (+ 1,40, — 2,02 %).

Die *Summe* aller Abweichungen beträgt in jeder Kolonne:

$$(I) = 15,34 \% ; (II) = 13,21 \% ; (III) = 14,85 \% ; (IV) = 13,76 \% ; \\ V = 14,47 \% ; (VI) = 18,84 \%$$

Für rein wissenschaftliche Fragen sind daher *Faustregel* und *Meeh-Vierordtsche* Berechnung nicht zu empfehlen. Von den übrigen 4 Formeln steht die *Flächenmaßformel* an erster Stelle, dann folgen *Hauptformel* und die alte Zylindermantelformel, von *Du Bois* zuerst zur Oberflächenbestimmung benutzt. Dagegen zeigt die spätere *Du Bois-Du Bois*-Berechnungsart keine Verbesserung, sondern nur eine technische Erschwerung.

Für praktisch klinische Zwecke taugt die *Faustregel* vollauf. Sie ist nur für Kinder bis zu 3 Jahren nicht zuverlässig, dabei aber sehr bequem in der Berechnung. Für Kinder unter 3 Jahren empfiehlt sich die (alte) *Du Boissche* Errechnung, (II), (III), bzw. (IV) (*Hauptformel*).

Zusammenfassung

Es werden 3 neue Berechnungsweisen für die Körperoberfläche mitgeteilt, die sogenannte „Hauptformel“, die „Flächenmaßformel“ und die „Faustregel“. Gegenüber den bisher bekannten Formeln stellt die *Flächenmaßformel* eine Verbesserung in wissenschaftlicher Beziehung, dagegen die *Faustregel* eine solche im praktischen Gebrauch dar.

Summary

The author communicates three new methods of calculating the surface of the body: the so-called „main formula“, the „square measure formula“ and the

“rule of thumb“. As compared to the hitherto existing formulas, the square measure formula represents an improvement from the scientific viewpoint while the rule of thumb offers certain advantages with respect to the practical application.

Résumé

Nous décrivons trois méthodes nouvelles pour le calcul de la surface du corps: La «formule principale», la «formule pour le calcul de l'aire» et la «méthode empirique». Comparée aux formules connues jusqu'ici, la formule pour le calcul de l'aire représente un perfectionnement scientifique, tandis que la méthode empirique offre des avantages à l'égard de l'application pratique.

Schrifttum

1 Vierordt, Anat. Physiol. u. Physik. Tabellen Jena 1906 (S. 51/53 weitere Angaben) — 2 Du Bois-Du Bois, Arch. Intern. Med. **XV** (1915): 868 u. **XVII** (1916): 865 ff. (die log. Konstante von 1,8564 gilt bei Körperhöhen in cm!) — 3 Schmitz, K. L., Bl. Vertrauensärzte der Lebensvers. **3** (1941): 69.

*Aus dem Physiologischen Institut der Universität Würzburg
(Direktor: Prof. Dr. Dr. E. Wöhlisch)*

Die Schlaf-tiefenzahl: Theorie und Anwendung

Von Edgar Wöhlisch

Mit 6 Abbildungen

Eingegangen am 7. Oktober 1953

Übersicht

A. Theoretischer Teil: I. Der Schlaf-tiefenbegriff — ein vergessenes terminologisches Problem. — II. Historisches und Kritisches zur Frage des Schlaf-tiefenmaßes. — III. Die Schlaf-tiefenzahl und ihre Eigenschaften. — IV. Was ist Schlaf-tiefe?

B. Die Anwendung der Schlaf-tiefenzahl: Allgemeine Vorbemerkungen. — I. Die Anwendung der Schlaf-tiefenzahl auf Weckreizversuche. — 1. Die mittlere Schlaf-tiefe verschiedener Sinnessphären. 2. Hat die Reizmethodik einen Einfluß auf die Schlaf-tiefenzahl einer Sinnessphäre? 3. Schlaf-tiefe und Lebensalter bei Kindern. — Kritik der Versuche A. Czerny's. — II. Anwendung der Schlaf-tiefenzahl auf nichtsinnesphysiologische Daten. — 1. Die Schlaf-tiefe des Atem-zentrums. 2. Die Schlaf-tiefe des Herzens. — Zusammenfassung.

A. Theoretischer Teil

I. Der Schlaf-tiefenbegriff — ein vergessenes terminologisches Problem

Die exakte Formulierung eines allgemein bekannten und verwendeten Begriffes kann eine schwierige Aufgabe sein. In vielen Fällen ist ja für den täglichen Gebrauch eine nur ungefähre, gefühlsmäßige und verschwommene Kenntnis eines Begriffsinhaltes zur Verständigung ausreichend. Ein gutes Beispiel ist der Begriff der Philosophie, von deren Wesen wohl jeder Gebildete eine gewisse Vorstellung hat, deren genaue Definition jedoch sogar den Verfassern von Lehrbüchern Kopfzerbrechen verursacht.

Besondere Schwierigkeiten entstehen natürlich, wenn der zu definierende Ausdruck einen wirklichen Grundbegriff vorstellt. Einem Beispiel dieser Art begegnen wir auf dem Gebiet der Physiologie des Schlafes: es handelt sich um den Begriff der Schlaf-tiefe.

Anlaß zur Beschäftigung mit der Theorie des Schlafes gab mir eine von Endres und W. v. Frey aufgestellte Hypothese über die quantitativen

Zusammenhänge zwischen Schlaftiefe, Schlafdauer und Erholung, wobei der Weck-Schwellenreiz, oder genauer: sein Überschuß über den Wach-Schwellenreiz, als Schlafstiefenmaß angesehen wurde. Stellt man diese Größe graphisch als Zeitfunktion dar, so erhält man eine der sogenannten „Schlafstiefenkurven“. Ihr Flächeninhalt, nach der nicht ganz korrekten Bezeichnung von *Endres* und *W. v. Frey* „das Produkt aus Schlaftiefe und Schlafdauer“, ist von diesen Autoren *Schlafmenge* benannt worden und soll ein Maß der durch den Schlaf bewirkten Erholung vorstellen. Diese Schlafmengen-Hypothese hat seither vielfach Anerkennung gefunden und ist längst in Lehr-, Handbücher und monographische Darstellungen des Schlafproblems (z. B. *Abderhalden*, *Landois-Rosemann*, *Kochmann*, *Hesse*, *Winterstein*), ja sogar in wissenschaftlich gehaltene Werbeschriften der pharmazeutischen Industrie („*Bayer*“) übergegangen. Einige dieser Darstellungen sind so abgefaßt, als ob es sich hier nicht um eine bloße Hypothese, sondern um eine bewiesene Theorie handelte. Anfänglich selbst unter dem Eindruck der Fruchtbarkeit des Schlafmengenbegriffes stehend, versuchte ich auf deduktivem Wege zu einer nachträglichen Begründung der Schlafmengen-Hypothese vom Standpunkt der Reaktionskinetik des Gehirnstoffwechsels zu gelangen. Hierfür war die exakte Formulierung eines universellen Schlafstiefenmaßes unbedingtes Erfordernis. Auf der Suche nach einem solchen stieß ich auf die überraschende Tatsache, daß das Wesen der Schlaftiefe im physiologischen und psychologischen Schrifttum offenbar als hinreichend bekannt vorausgesetzt wird, ohne daß jemals der Versuch gemacht worden wäre, diesen Kernbegriff der ganzen Lehre vom Schlaf in exakter Weise zu definieren. In keiner der mir bekannten zusammenfassenden Darstellungen des Schlafproblems aus einem Zeitraum von über 100 Jahren finden sich irgendwelche Ansätze in dieser Richtung (vgl. — in chronologischer Reihenfolge — *Purkinje*, *Exner*, *Wundt*, *Trömner*, *Piéron*, *Verworn*, *Ebbecke*, *v. Economo*, *Kleitman* (1), *Sarason*, *Winterstein*, *Fleisch* (2), *Kleitman* (2), *L. R. Müller* (1), *Morgan*, *Kayser*, *Ploog*). Man kann daher den Eindruck gewinnen, daß sich die begriffliche Seite der Lehre vom Schlaf sozusagen noch im vorwissenschaftlichen Stadium befindet. Dieser unbefriedigende Zustand findet u. a. darin seinen Ausdruck, daß sich die auf diesem Gebiet tätigen Autoren beim Umgang mit dem Schlafstiefenbegriff zumeist einer recht unbestimmten, oder, wie z. B. *W. Wundt*, sogar unrichtigen Ausdrucksweise bedienen. Bei diesem Autor heißt es nämlich auf S. 651:

„Bezeichnet man diejenige Reizstärke, die erfordert wird, um Erwachen herbeizuführen, nach Analogie mit der Reizschwelle als die Weckschwelle, so lassen sich die Veränderungen dieser der Schlaftiefe umgekehrt proportional setzen.“

Diese Ausführungen des hervorragenden Psychologen kann man wohl ohne Übertreibung als eine mißglückte Darstellung des Gegenteils von dem, was halbwegs richtig ist, bezeichnen.

Hier endlich einmal auch theoretische Klarheit zu schaffen — nachdem seit der experimentellen Begründung der Schlaforschung durch *Kohlschütter* immerhin nicht weniger als 90 Jahre vergangen sind — erschien mir als eine dringende Aufgabe der Physiologie.

Meine eigenen Untersuchungen zum Problem des Schlafes erbrachten zunächst den Nachweis, daß die der Schlafmengenhypothese zugrunde liegenden Vorstellungen nicht zutreffend sein können*. Es entstand die als erste Näherung aufzufassende Aufladungstheorie des Schlafes und der Erholung, eine quantitativ gefaßte Verallgemeinerung und Weiterentwicklung fruchtbarer, vor allem von *L. R. Müller* vertretener Gedankengänge. Der Entwurf eines elektroakustischen kybernetischen** Modells sollte der Veranschaulichung der theoretischen Vorstellungen dienen [*Wöhlisch* (1) S. 68, 158]. Es gelang schließlich die mathematische Formulierung einer einfachen Beziehung, der Schlaf-tiefen-zahl, die allen an ein Schlaf-tiefenmaß zu stellenden Anforderungen gerecht werden dürfte [*Wöhlisch* (2) (3)]. Sie war in ihrer ursprünglichen Fassung eigens auf die quantitative Auswertung von Schlaf-tiefen-untersuchungen nach dem Weckreizverfahren zugeschnitten, so daß ihre Anwendbarkeit zunächst auf das Gebiet der Sinnesphysiologie des Schlafes beschränkt bleiben mußte. Sie hat jedoch in der vorliegenden Untersuchung eine Verallgemeinerung erfahren, derart, daß nunmehr auch die bei vegetativen Funktionen im Schlafe nachweisbaren regulativen Einflüsse erfaßt und mit denen der Sinnesfunktionen zahlenmäßig verglichen werden können.

Nachstehend soll zunächst über die Entwicklung des Problems der Schlaf-tiefenmessung und ihrer rechnerischen Auswertung, über das überhaupt noch niemals etwas geschrieben worden ist, in historisch-kritischer Weise berichtet werden. Sodann werden die Eigenschaften der Schlaf-tiefenzahl, über die bisher nur die erwähnten kurzen Darstellungen vorliegen, eingehend untersucht. Endlich und vor allem sollen die Ergebnisse der ersten Anwendung des neuen Schlaf-tiefenmaßes auf das gesamte vorliegende schlafphysiologische Zahlenmaterial an Hand moderner statistischer Methoden mitgeteilt werden.

II. Historisches und Kritisches zur Frage des Schlaf-tiefenmaßes

Über das Geburtsjahr der experimentellen Schlaforschung sind wir genau unterrichtet:

„Ein Zuhörer von mir (*Kohlschütter*) sprach die Idee aus mit dem ... Schallpendel Versuche über die Tiefe des Schlafes in den verschiedenen Epochen vom Einschlafen an und unter verschiedenen Umständen anzustellen, indem die Stärke des Schalles, welche nötig ist, den Schläfer zu wecken, zur Messung der Tiefe des Schlafes dienen kann.“

* Es ist interessant, daß *Exner* die Vorstellungen dieser 1930 ausgesprochenen Hypothese schon im Jahre 1879 einer kurzen ablehnenden Kritik unterzogen hat.

** Der Begriff der Kybernetik stammt von dem amerikanischen Mathematiker *Norbert Wiener*.

So schreibt G. Th. Fechner in dem Kapitel „Schlaf und Wachen“ seiner 1860 erschienenen „Elemente der Psychophysik“. Kohlschütter konnte seine Idee unter Fechners Anleitung in dessen Leipziger Laboratorium verwirklichen, und so entstand jene 1862 erschienene klassische medizinische Doktor-Dissertation „Messungen der Festigkeit des Schlafes“, durch die der Verfasser (geb. 1837, gest. 1905) zum eigentlichen Begründer der experimentellen Physiologie des Schlafes wurde.

Wir wollen die von Kohlschütter als Maß der Schlaf-tiefe verwendete Größe als den absoluten Weck-Schwellenreiz R_S oder kürzer als die Weckschwelle bezeichnen, wobei der Index S andeuten soll, daß der Schwellenreiz R im Schlafzustand ermittelt wird. Das Wort „absolut“ ist im physikalischen Sinne zu verstehen und soll besagen, daß die Größe des Reizes in absoluten physikalischen Einheiten, z. B. in Erg, in Kraftgramm = Pond, in Milliampere oder dgl. ausgedrückt wird, im Gegensatz zu der später zu erwähnenden relativen oder reduzierten Weckschwelle.

Kohlschütters (2) Auffassung (vgl. S. 252 seiner Veröffentlichung) läuft darauf hinaus, daß „die Festigkeit des Schlafes der zum Erwecken nötigen Schallintensität direkt proportional“ gesetzt wird, keineswegs aber, daß Weck-Schwellenreiz und Schlaf-tiefe identisch sind. Diese Bemerkung erscheint in Anbetracht der auf diesem Gebiete herrschenden begrifflichen Unklarheit nicht überflüssig; kann man doch in der schlafphysiologischen Literatur Stellen wie etwa den folgenden begegnen: „Weitere Wiederholungen desselben Versuches ergaben eine Schlaf-tiefe nach 2 Stunden von 400 Milliampere ...“ (Czerny S. 21) oder auch: „... im tiefen Schlaf, z. B. bei einer Schlaf-tiefe von 12 g Stachelborste ...“ (Endres und W. v. Frey S. 74).

Die Kohlschüttersche Weckschwelle R_S ist offenbar bis auf den heutigen Tag fast allgemein, so z. B. von sämtlichen Lehrbüchern der Physiologie, ohne weitere kritische Bedenken als „das Schlaf-tiefenmaß“ angesehen worden. Nun ist aber dieser zeitlich variable Schwellenreiz seiner Natur nach keine einheitliche Größe, vielmehr setzt er sich (vgl. Czerny sowie Endres und W. v. Frey) in additiver Weise aus zwei Komponenten zusammen. Es sind dieses:

1. eine zeitlich konstante Größe, der gewöhnliche Schwellenreiz im Wachzustande, den wir als den Wach-Schwellenreiz oder kürzer als die Wachschwelle R_W bezeichnen (der Index W soll den Wachzustand andeuten), und
2. ein auf der Herabsetzung der Sinnesempfindlichkeit im Schlaf beruhender, zeitlich stark variabler Zuwachs an Reizstärke, den wir als den Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR bezeichnen.

Symbolisch läßt sich die Zerlegung der Weckschwelle in ihre beiden Komponenten durch die Schreibweise:

$$R_S(t) = R_W + \Delta R(t) \quad (1)$$

andeuten, so daß der Schlaf-Schwellenzuwachs als die Differenz:

$$\Delta R(t) = R_S(t) - R_W \quad (1a)$$

definiert ist. Die Schreibweise $R_S(t)$ und $\Delta R(t)$ soll in üblicher Symbolik andeuten, daß es sich bei diesen beiden Größen um Funktionen der Zeit (t) handelt. Die Größe R_W stellt natürlich keine absolute Naturkonstante, sondern eine individuell und sinnesspezifisch variable, aber von der Zeit im großen Ganzen unabhängige Größe dar.

Da von den beiden Summanden der Gl. (1) nur die Größe ΔR im Zusammenhang mit dem Schlafzustand steht, ist es einleuchtend, daß *Kohlschüppers* Weckschwelle R_S kein exaktes, sondern ein zu großes Maß der wirklichen Schlaftiefe abgeben muß. Der Fehler wird um so kleiner sein, je größer ΔR im Verhältnis zu R_W ist. Bei sehr hohen Werten von ΔR wird er praktisch belanglos. Dies trifft, wie wir sehen werden, insbesondere auf dem von *Kohlschütter* bearbeiteten Gebiet der akustischen Weckreize zu. Theoretisch ist aber auf jeden Fall die Größe ΔR als Schlafiefenmaß geeigneter, so daß in diesem Sinne die Annahme einer Proportionalität zwischen ΔR und der Schlaftiefe richtiger ist als die von *Kohlschütter* angenommene Proportionalität zwischen R_S und der Schlaftiefe, ganz zu schweigen von der oben erwähnten „umgekehrten Proportionalität“ *W. Wundts*. Dies zeigt sich insbesondere, wenn man z. B. versucht, den Wachzustand vom Standpunkt der Schlafiefenbestimmungen zahlenmäßig zu kennzeichnen, wobei sich für diesen Grenzfall der Schlafiefie natürlich der Wert Null ergeben müßte. Die Weckschwelle R_S als Schlafiefenmaß und damit die ihr nach *Kohlschütter* proportionale Schlafiefie behält aber in diesem Falle einen positiven Wert, da ja im Wachen $R_S = R_W$ und nicht $R_S = 0$ ist. Dagegen liefert der Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR als Schlafiefenmaß für die Schlafiefie des Wachzustandes den logisch einzig richtigen Wert Null, da dann ja $\Delta R = R_S - R_W = 0$ wird.

Obwohl es nach den vorstehenden Überlegungen sehr naheliegend erscheint, den Ausdruck $\Delta R = R_S - R_W$ anstelle der *Kohlschüppers* Weckschwelle als Schlafiefenmaß zu verwenden, ist dies in Wirklichkeit erst verhältnismäßig spät versucht worden. Eine erste Andeutung dieses Gedankens findet sich bei *A. Czerny* (1892), der in seinen auf Versuchen mit elektrischen Schmerz-Weckreizen beruhenden $R_S(t)$ -Diagrammen die Kurve nicht vom Nullpunkt der Reizstärkenachse, sondern von einem durch die jeweilige Wachschwelle R_W gegebenen Wert ausgehen läßt, so daß ihre Ordinaten die Höhe $\Delta R = R_S - R_W$ besitzen. Jedoch ist *Czerny* in der Anwendung dieser Differenz als Schlafiefenmaß nicht konsequent gewesen, da er an seinem Zahlenmaterial keine ΔR -Werte berechnet hat

und im Text und in den Tabellen (vgl. z. B. S. 21) Schlaf tiefe und Weckschwelle geradezu identifiziert.

Endres sowie Endres und W. v. Frey (1930), die mit mechanischen Schmerzreizen arbeiteten, haben dann — anscheinend ohne Kenntnis der Czerny'schen Arbeit — bei ihren zur Berechnung der „Schlafmenge“ dienenden $R_S(t)$ -Diagrammen genau die gleiche Art der Darstellung gewählt wie Czerny. Sie sagen hierüber (S. 76):

„Da indessen auch der Wache eine mit Stachelborsten meßbare Schmerzschwelle besitzt, die auf durchschnittlich 0,5 g angesetzt werden kann, so ist streng genommen nur der Teil des Weckreizes auf Rechnung des Schlafes zu setzen, der über die normale Schmerzschwelle hinausgeht.“

In anderer Weise als diese Autoren und sogar noch vor ihnen haben Mönninghoff und Piesbergen (1883), zwei Schüler des Physiologen Vierordt, versucht, ein Schlaf tiefe nmaß einzuführen, das ebenfalls neben der Kohlschütter'schen Weckschwelle R_S auch die Wachschwelle R_W berücksichtigt. Sie bedienten sich bei einer experimentellen Nachprüfung der Kohlschütter'schen Arbeit zur Auswertung ihrer akustischen Weckreizversuche des Quotienten aus Weckschwelle und Wachschwelle. Wir wollen diese Größe im Gegensatz zu Kohlschütter's absoluter Weckschwelle R_S als reduzierte oder relative Weckschwelle [Wöhlisch (1)]:

$$D = \frac{R_S(t)}{R_W} \quad (2)$$

bezeichnen. Sie drückt also die Weckschwelle nicht in absolutem Maße, d. h. in bestimmten physikalischen Einheiten, sondern in relativem, reduziertem Maße, nämlich in Vielfachen der Wachschwelle R_W aus. Als Quotient aus zwei Größen der gleichen physikalischen Dimension stellt die reduzierte Weckschwelle eine physikalisch dimensionslose Größe vor. Dies bedeutet einen großen Fortschritt gegenüber Kohlschütter, denn auf dem Wege der Verwendung reduzierter, dimensionsloser anstatt absoluter, dimensionierter Größen gelangt man zu Daten, die einen Vergleich von Schlaf tiefe nmessungen auch dann noch gestatten, wenn die Weckreize verschiedene physikalische Dimensionen besitzen. Man kann so z. B. Schlaf tiefe nuntersuchungen mit verschiedenartigen, beispielsweise mechanischen oder elektrischen, Weckreizen an der gleichen Sinnessphäre, ja man kann sogar Untersuchungen an verschiedenen Sinnessphären (Gehör-, Schmerz-, Drucksinn) zu einander in Beziehung setzen [vgl. Wöhlisch (1—3)]. Mit Hilfe der Ausdrücke R_S oder ΔR , die je nach der Reizart verschiedene physikalische Dimensionen aufweisen, ist dies natürlich nicht möglich.

Merkwürdigerweise haben Mönninghoff und Piesbergen diese wichtige Eigenschaft ihres eigenen Schlaf tiefe nmaßes $D = \frac{R_S(t)}{R_W}$ garnicht bemerkt, da sie ihre Schlaf tiefe ndaten bei der graphischen Darstellung irrtümlich nicht in unbenannten Zahlen, sondern in dimensionierten Einheiten, näm-

lich als Arbeitsgröße in „Tausenden von Milligramm · Millimetern“, ausdrücken.

Was die Beziehung zwischen Schlaftiefe und Schlaf-tiefenmaß betrifft, so besagt der Ausdruck von *Mönninghoff* und *Piesbergen*, daß die Schlaftiefe der absoluten Weckschwelle R_S direkt proportional — dieser Gedanke ist von *Kohlschütter* übernommen — und der Wachschwelle R_W umgekehrt proportional gesetzt wird: ein neuer Gedanke. Diese letztere Beziehung ist einleuchtend, da ein bestimmter Wert der Weckschwelle R_S natürlich einen um so kleineren Wert der Schlaftiefe anzeigt, je größer die Wachschwelle R_W ist. An Hand eines einfachen Zahlenbeispiels (Tabelle 1) kann leicht gezeigt werden, daß die reduzierte Weckschwelle D , ganz abgesehen von ihrer durch das Fehlen physikalischer Dimensionen bedingten Überlegenheit, weit mehr leistet als die absolute Weckschwelle R_S und daß sie auch vor dem absoluten Schlafschwellenzuwachs ΔR den Vorzug verdient.

Man denke sich vor die Aufgabe gestellt, zwei Versuchspersonen (Vpn.) mit stark unterschiedlichen Werten der Wachschwelle R_W hinsichtlich ihrer Schlaf-tiefe auf Grund der drei verschiedenen bisher erwähnten Schlaf-tiefenmaße R_S , ΔR und D miteinander zu vergleichen. Auf die in die Tabelle 1 mit aufgenommene Schlaf-tiefenzahl T_S wird erst weiter unten einzugehen sein. Es handelt sich in dieser Tabelle um willkürlich und aus didaktischen Gründen besonders einfach gewählte Zahlen, die man sich in beliebigen physikalischen Einheiten ausgedrückt denken kann, soweit es sich nicht, wie bei D und T_S , um dimensionslose Größen handelt. Es wird angenommen, daß die Schlaf-tiefe durch akustische Reize bei einer normalen Vp. mit der absoluten Wachschwelle $R_W = 1,0$ und einer schwerhörigen Vp. mit der absoluten Wachschwelle $R_W = 10,0$ vergleichend untersucht werden soll.

Tabelle 1

Symbol	Hörvermögen	
	(1/ R_W)	
	normal (1,0)	vermindert (1/10)
R_W	1,0	10,0
R_S	6,0	15,0
$\Delta R = R_S - R_W$	5,0	5,0
$D = R_S/R_W$	6,0	1,5
$T_S = D - 1$	5,0	0,5

Der experimentell ermittelte Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR sei bei beiden Vpn. gleich groß und habe den Wert 5,0. Für die normal hörende Vp. hat daher die absolute Weckschwelle den Wert $R_S = 6,0$, für die schwerhörige Vp. dagegen den Wert $R_S = 15,0$.

Der erste Blick auf diese Daten zeigt uns, daß die absolute Weckschwelle R_S als Schlaf-tiefenmaß unmöglich in Betracht kommen kann, da dieser Ausdruck bei der schlafenden Normalperson mit $R_S = 6,0$ kleiner ist als die Wachschwelle $R_W = 10,0$ der schwerhörigen Vp. Es wäre aber auch ganz falsch, die ΔR -Werte als Schlaf-tiefenmaß zu verwenden und aus ihrer Gleichheit den Schluß auf gleiche Schlaf-tiefe der beiden Vpn. zu ziehen. Dies würde nämlich

besagen, daß bei gleicher Schlaftiefe der normal Hörende 6 mal schlechter, der Schwerhörige aber nur 1,5 mal schlechter hört als im Wachzustand: dieses Ergebnis zeigt uns nämlich ein Blick auf die Horizontalspalte $D = \frac{R_S}{R_W}$, denn dieser Quotient gibt ja an, auf das Wievielfache der Wachschwelle R_W die Weckschwelle R_S angestiegen ist, oder mit anderen Worten, um wievielmals schlechter die Vp. in dem betreffenden Schlafzustand hört als im Wachen.

Dagegen ist es sehr naheliegend, mit *Mönninghoff* und *Piesbergen* den Ausdruck $D = \frac{R_S}{R_W}$ als das richtige Schlaftiefenmaß anzusehen, da dieses offenbar die verschiedene akustische Empfindlichkeit der beiden Vpn. in einleuchtender Weise berücksichtigt. Die normale Vp. hätte dann in unserm Beispiel die Schlaftiefe 6,0, die schwerhörige bei gleichem ΔR -Wert die Schlaftiefe 1,5, wogegen sich zunächst wenig einwenden läßt. In einer früheren Veröffentlichung [*Wöhlisch* (1)] hatte ich mich daher dem Schlaftiefenmaß der genannten beiden Autoren angeschlossen, unter besonderer Betonung des Umstandes, daß es sich hier um eine dimensionslose Größe handelt.

Etwas später konnte gezeigt werden [*Wöhlisch* (2)], daß auch die reduzierte Weckschwelle D als universelles Schlaftiefenmaß nicht in Betracht kommen kann, da sie für den Wachzustand einen positiven Schlaftiefenwert anstatt des in diesem Falle einzig sinnvollen Wertes Null ergibt. Für den Wachzustand ($R_S = R_W$) wird natürlich die schlafanzeigenbedeutende Bedeutung von R_S gleich Null; die reduzierte Weckschwelle nimmt jetzt aber den Wert $D = \frac{R_S}{R_W} = 1,0$ an. Der Wachzustand würde also bei diesem Schlaftiefenmaß paradoxerweise den Einheitswert der Schlaftiefe liefern, von dem alle andern Schlaftiefenwerte Vielfache vorstellen würden. Man könnte somit davon sprechen, daß jemand, der im Schlaf gerade den Wert $D = 2,0$ besitzt, augenblicklich doppelt so tief schlafte wie im Wachen, was offenbar unsinnig ist. In dieser einen Beziehung, d. h. hinsichtlich des Wachwertes der Schlaftiefe, ist also der Ausdruck von *Mönninghoff* und *Piesbergen* dem Schlaf-Schwellenzuwachs $\Delta R = R_S - R_W$ als Schlaftiefenmaß unterlegen; er muß daher ebenso wie dieser als universelles Schlaftiefenmaß abgelehnt werden.

Für die aus den vorstehenden Ausführungen ersichtliche, bis vor kurzem auf dem Gebiet der Schlaftiefenforschung herrschende begriffliche Unsicherheit ist es besonders kennzeichnend, daß *Endres* und *W. v. Frey* sich in ihrer bereits erwähnten Veröffentlichung nicht nur eines Ausdruckes, sondern aller drei bisher besprochenen Ausdrücke als Schlaftiefenmaß bedienten. Sie verwenden nämlich außer dem Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR gelegentlich auch die absolute Weckschwelle R_S *Kohlschüters* und berechnen schließlich zum Zwecke einer Vergleichung ihrer eigenen hautsinnesphysiologischen Schlaftiefendaten mit den akustisch gewonnenen Daten anderer Autoren (*Mönninghoff* und *Piesbergen*, *Michelson*) auch den Quotienten aus absoluter Weckschwelle R_S und Wachschwelle R_W , verwenden also eigentlich das Schlaftiefenmaß von *Mönninghoff* und *Piesbergen*.

III. Die Schlaftiefenzahl und ihre Eigenschaften.

Die Daten der Tabelle 1 haben gezeigt, daß der Ausdruck $D = \frac{R_S(t)}{R_W}$, abgesehen davon, daß er für den Wachzustand den Wert 1,0 anstatt des richtigen Wertes Null ergibt, praktisch nicht ganz unbrauchbar ist, da er durch zweckmäßige Berücksichtigung der Wachschwelle Unabhängigkeit von den physikalischen Dimensionen der verwendeten Reizart gewährleistet. Der einzige Mangel dieses Ausdruckes besteht darin, daß sämtliche nach ihm berechneten Daten um eine Einheit zu hoch ausfallen, ein Fehler, der um so weniger ins Gewicht fällt, je größer die Schlaftiefe ist. Dies hängt wiederum damit zusammen, daß von den beiden Summanden, aus denen sich die im Zähler des Ausdruckes D stehende Größe $R_S(t) = R_W + \Delta R(t)$ zusammensetzt, nur der Schlaf-Schwellenzuwachs $\Delta R(t)$ in Beziehung zum Schlafzustand steht, weshalb er ja für den Wachzustand den richtigen Wert $\Delta R = 0$ annimmt.

Es erscheint naheliegend, die Vorzüge der beiden Ausdrücke $D = \frac{R_S(t)}{R_W}$ und $\Delta R = R_S(t) - R_W$ in einem neuen, theoretisch einwandfreien Ausdruck zu vereinigen, indem man anstelle der reduzierten Weckschwelle D den reduzierten Schlaf-Schwellenzuwachs als Schlaftiefenmaß einführt [Wöhlisch (1—3)]. Diese Größe werde als die Schlaftiefenzahl T_S bezeichnet; für sie gelten folgende Beziehungen:

$$T_S = \frac{R_S(t) - R_W}{R_W} = \frac{\Delta R(t)}{R_W} \quad (3)$$

$$= \frac{R_S(t)}{R_W} - 1 = D - 1. \quad (3a)$$

Anstatt durch die unmittelbar gemessenen Größen der Schwellenreize $R_S(t)$ und R_W kann die Schlaftiefenzahl auch durch die aus den Schwellenreizen ableitbaren Werte der sinnesphysiologischen Erregbarkeit im Schlaf $E_S(t)$ und im Wachen E_W ausgedrückt werden. Da der Schwellenreiz und die zugehörige Erregbarkeit reziproke Größen vorstellen, ergibt sich:

$$R_S(t) = \frac{1}{E_S(t)}$$

und

$$R_W = \frac{1}{E_W}.$$

Durch die Substitution dieser Beziehungen in Gl. (3) erhält man sodann für die Schlaftiefenzahl:

$$T_S = \frac{E_W - E_S(t)}{E_S(t)} = \frac{\Delta E(t)}{E_S(t)} \quad (4)$$

$$= \frac{E_W}{E_S(t)} - 1. \quad (4a)$$

Die Schlaf-tiefenzahl T_S scheint alles zu leisten, was man von einem universell verwendbaren Schlaf-tiefenmaß verlangen kann, da sie folgende für diesen Zweck unbedingt erforderliche Grundeigenschaften aufweist:

1. Die Schlaf-tiefenzahl stellt ebenso wie die reduzierte Weckschwelle D eine physikalisch dimensionslose Größe vor; sie ist dadurch unabhängig von der physikalischen Natur der verwendeten Reize, ermöglicht also die Berechnung vergleichbarer Schlaf-tiefendaten in Form unbenannter Zahlen auf Grund von Reizschwellenbestimmungen mit verschiedenen Reizarten. Sie erlaubt infolgedessen auch Vergleiche der Schlaf-tiefenwerte verschiedener Sinnessphären.

2. Die Schlaf-tiefenzahl liefert für den Wachzustand den richtigen Wert $T_S = 0$, nicht wie das Schlaf-tiefenmaß von *Mönninghoff* und *Piesbergen* den Wert $D = 1,0$.

3. Die Schlaf-tiefenzahl besitzt als natürliche Einheit die Zahl 1,0, d. h. die Einheit der gewöhnlichen Zahlenreihe. Der Ausdruck für T_S nimmt diesen Wert an, wenn $R_S = 2 R_W$ und $E_W = 2 E_S$ ist, denn man erhält in diesem Falle für die Schlaf-tiefenzahl:

$$T_S = \frac{2 R_W}{R_W} - 1$$

$$= \frac{2 E_S}{E_S} - 1$$

$$1,0$$

Die Einheit der Schlaf-tiefenzahl $T_S = 1,0$ bedeutet also eine Erhöhung der Reizschwelle auf das Doppelte oder, anders ausgedrückt, eine Herabsetzung der Sinneserregbarkeit auf die Hälfte gegenüber dem Wachzustand. Unbenannte Einheiten nach Art der Schlaf-tiefenzahl bezeichnet die Physik allgemein als „arithmetische Zählungseinheiten“. Unter diesem Namen werden diejenigen Einheiten zusammengefaßt, die zur Messung oder Zählung dimensionsloser Größen dienen (vgl. hierzu z. B. *Westphal* S. 702) Bei einigen dimensionslosen Größen, deren arithmetische Zählungseinheit ebenfalls den Wert 1,0 besitzt, ist es üblich, dem Zahlenwert eine Bezeichnung beizufügen, die seine Zugehörigkeit zu der betreffenden Größenart kennzeichnet. Beispiele hierfür sind die Bezeichnungen „Radiant“, „Phon“, „Grad Din“ hinter den Zahlenwerten des Winkels bzw. der Lautstärke bzw. der photographischen Lichtempfindlichkeit. Unbe-

dingt erforderlich ist die Beifügung einer Bezeichnung, wenn die Einheit, in der die dimensionslose Größe gemessen wird, nicht selber gleich 1,0 ist, wie z. B. 1 Dutzend = 12 oder 1 Prozent = $\frac{1}{100}$. Die Schlaftiefenzahl ist absichtlich so definiert, daß sich die Zahl 1,0 als natürliche Einheit ergibt, so daß sich die Beifügung einer besonderen Benennung erübrigt; sie ist also nicht nur eine physikalisch dimensionslose, sondern auch eine „unbenannte“ Zahl.

Ich verweise an dieser Stelle auf die Tabelle 9 (S. 372), aus der die Leistungen sämtlicher bisher als Schlaftiefenmaß vorgeschlagenen Ausdrücke gegenüber den vorstehend besprochenen Forderungen 1. bis 3. auf einen Blick zu ersehen sind.

Die Schlaftiefenzahl erweist ihre universelle Verwendbarkeit auch dadurch, daß sie grundsätzlich nicht nur auf den Schlaf, d. h. auf einen Zustand herabgesetzter Erregbarkeit, sondern auch auf das Gegenteil hiervon, d. h. auf Wachzustände gesteigerter Erregbarkeit, angewandt werden kann, wie sie sich durch gewisse Pharmaka (z. B. Strychnin, Koffein, Pervitin) erzielen lassen sollen. Die Weckschwelle R_S wird in diesem Falle sinngemäß durch eine gegenüber der normalen Wachschwelle R_W erniedrigte Wachschwelle R'_W ersetzt. Man erhält also als Ausdruck der gesteigerten Sinneserregbarkeit negative Werte von T_S , da $R_W > R'_W$ ist. Im Gegensatz zu den im Schlafe positiven T_S -Werten, denen eine obere mathematische Grenze nicht gesetzt ist, streben die negativen Werte von T_S bei einer gegenüber der normalen Wachschwelle abnehmenden Reizschwelle einem unteren Grenzwert zu. Für den — in Wirklichkeit natürlich nicht vorkommenden — kleinsten denkbaren Wert der Wachschwelle $R'_W = 0$, nimmt die Schlaftiefenzahl den Grenzwert:

$$\lim_{R'_W \rightarrow 0} T_S = \lim_{R'_W \rightarrow 0} \left(\frac{R'_W}{R_W} - 1 \right) = -1,0$$

an. Dieser ist unabhängig von der Größe der normalen Wachschwelle R_W .

Die vorstehend erörterten Eigenschaften der Schlaftiefenzahl sind leicht an Hand des Diagramms der Abb. 1 zu übersehen. In diesem ist die Schlaftiefenzahl als Funktion der Weckschwelle R_S dargestellt und zwar für vier verschiedene, zu je einer Geraden gehörige Werte der Wachschwelle R_W . Diese stellt also die bei jeder Kurve konstant gehaltene Größe, d. h. ihren Parameter, dar.

Als physikalische Einheit der Reizschwelle wurde in unserm Beispiel der Wert von 1 Pond = 1 Kraftgramm gewählt, eine Einheit, die z. B. in den Schmerzreizversuchen von Endres und W. v. Frey Verwendung fand. Die durch den Wachwert der Schlaftiefenzahl, $T_S = 0$, verlaufende Abszissenachse teilt die Fläche des gesamten Diagramms in zwei Felder; in ein oberes, theoretisch unbegrenztes, das Feld des Schlafes, und ein unteres, durch die Abszisse $T_S = -1,0$ begrenztes, das Feld der sinnesphysiologischen Übererregbarkeit. Alle Geraden entspringen im Punkte $T_S = -1,0$, $R_S = 0$,

dem fiktiven Punkt der unendlich großen Erregbarkeit; eine jede schneidet die Abszisse in einem andern Punkt und zerlegt damit die Weckschwelle R_S in ihre beiden Summanden, nämlich in die zugehörige konstante Wachschwelle R_W (links vom Schnittpunkt) und den zeitlich variablen Schlaf-Schwellenzuwachs $\Delta R = R_S - R_W$ (rechts vom Schnittpunkt). Die am meisten links gelegene, zu dem Parameter $R_W = 0,5$ Pond gehörige Gerade würde etwa den Verhältnissen der normalen menschlichen Stirnhaut entsprechen, die bei der kleinflächigen Prüfung mit Schmerzreizen eine Wachschwelle von ungefähr dieser Größe aufweist (Endres und W. v. Frey).

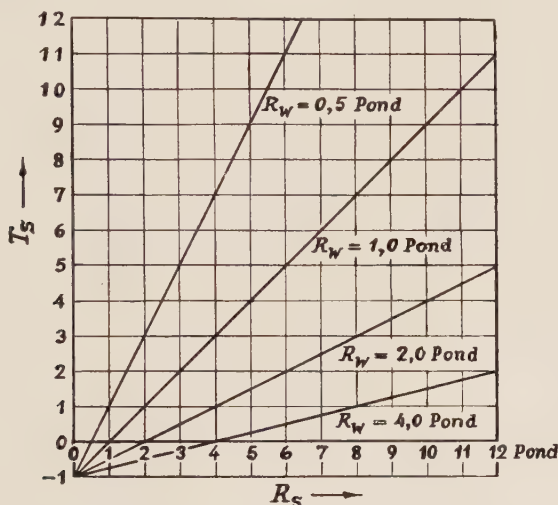


Abb. 1. Schlaf tiefe nzahl T_S als Funktion der Weckschwelle R_S für 4 verschiedene Werte der Wachschwelle R_W als Parameter.

An den Schnittpunkten der vier Geraden mit der Abszisse $T_S = 1,0$ ist unmittelbar abzulesen, daß der Einheitswert der Schlaf tiefe nzahl durch das Verhältnis $R_S / R_W = 2,0$ gekennzeichnet ist. Diese Schnittpunkte zeigen weiterhin, daß dem Einheitswert der Schlaf tiefe nzahl mit steigenden Werten der Wachschwelle R_W immer größere Werte der Weckschwelle R_S zugeordnet sind; es ist dies der graphische Ausdruck dafür, daß das Gewicht der Kohlschütterschen Weckschwelle als Schlaf tiefe nmaß nicht konstant ist, sondern mit steigenden Werten der Wachschwelle R_W mehr und mehr abnimmt. Dies geht auch daraus hervor, daß auf den vier verschiedenen Geraden zu ein- und demselben R_S -Wert um so kleinere T_S -Werte gehören, je größer der Kurvenparameter R_W ist. Das Diagramm zeigt ferner, daß der negative Einfluß von R_W auf die schlaf tiefe nanzeigende Bedeutung von R_S stärker ist, als dem Verhältnis der umgekehrten Proportionalität zwischen T_S und R_W entspricht: Die zu den vier Geraden gehörigen R_W -Werte sind so gewählt, daß dieser Parameter beim Übergang von einer Geraden zu der folgenden eine Verdoppelung erfährt ($R_W = 0,5 - 1,0 - 2,0 - 4,0$ Pond). Die zu einem bestimmten R_S -Wert, z. B. zu $R_S = 6,0$, gehörigen T_S -Werte sinken aber in der gleichen Reihenfolge von einer zur anderen Geraden nicht auf die Hälfte ihres Wertes — dies würde der umgekehrten Proportionalität entsprechen — sondern auf einen kleineren Betrag ab.

Schließlich sei noch darauf hingewiesen, daß der mehr oder minder starken Neigung der Geraden gegen die Abszissenachse, d. h. der Steilheit des Kurvenverlaufes, in unserem Diagramm die Bedeutung eines graphischen Ausdrucks

der sinnesphysiologischen Erregbarkeit im Wachen $E_W = 1/R_W$ zukommt. Die Neigung der Geraden ist durch den Tangens des Neigungswinkels bestimmt, der mit α bezeichnet werde. Da der Schnittpunkt jeder Kurve mit der Abszissenachse vom Koordinatenanfangspunkt um den Betrag R_W entfernt ist, so erhalten wir:

$$\begin{aligned} \operatorname{tg} \alpha &= \frac{T_S}{R_S - R_W} = \frac{T_S}{\Delta R} \\ &= \frac{1}{\Delta R} \cdot \Delta R \\ &= \frac{1}{R_W} = E_W. \end{aligned}$$

In den bisherigen Ausführungen über die Schlaftiefenzahl wurde die Wachschwelle R_W im Gegensatz zu der Weckschwelle R_S als zeitlich konstante Größe behandelt. Es kann jedoch nicht zweifelhaft sein, daß dies streng genommen nicht immer, vielleicht sogar niemals ganz zutreffen wird. Wie viele physiologische Zustandsgrößen kann auch die Wachschwelle und die Wach-Erregbarkeit eine Funktion der Zeit, insbesondere eine periodische Funktion der Tageszeit sein, wenngleich bisher sehr wenig darüber bekannt ist. Man wird jedenfalls gut tun, die absolute Konstanz von R_W grundsätzlich als einen Sonder- oder Idealfall zu betrachten und sich bei eigenen Untersuchungen durch das Experiment davon zu überzeugen, wie weit die Annäherung an diesen Fall in der Wirklichkeit geht.

Ist der Nachweis einer deutlichen tageszeitlichen Variabilität der Wachschwelle oder Wach-Erregbarkeit erbracht, so darf man bei der Berechnung der Schlaftiefenzahlen die experimentell ermittelten Werte der Weckschwelle $R_S(t)$ nicht auf ein- und denselben, zu beliebiger Tageszeit bestimmten Wert der Wachschwelle $R_W = \text{konst.}$ reduzieren, vielmehr hat die Reduktion jedes R_S -Wertes auf denjenigen Wert von R_W zu erfolgen, der zu der gleichen oder doch nahezu gleichen Tageszeit ermittelt wurde wie der R_S -Wert. Man muß also, mit anderen Worten, den zeitlichen Verlauf der Wachschwelle $R_W(t)$ mit der gleichen Genauigkeit feststellen wie den der Weckschwelle $R_S(t)$. Erst ein unter solchen Kautelen berechneter Wert der Schlaftiefenzahl stellt dann ein einwandfreies Maß der durch den Schlaf an sich, nicht durch die Interferenz der Einflüsse des Schlafes und der Tageszeit, bewirkten Änderungen der Sinnesschwelle bzw. der Erregbarkeit dar. Er möge daher die Bezeichnung einer wahren, wirklichen oder reinen Schlaftiefenzahl $T_{S,r}$ erhalten, im Gegensatz zu der nach den Gleichungen (3) bis (4a) berechneten gewöhnlichen oder speziellen, weil streng genommen nur für den Sonderfall $R_W = \text{konst.}$ gültigen Schlaftiefenzahl T_S .

Für die reine Schlaftiefenzahl lautet also die genaue Formulierung unter Verwendung des Begriffes der Reizschwelle:

$$T_{S,r} = \frac{R_S(t)}{R_W(t)} - 1 \quad (5)$$

oder, unter Verwendung des Begriffes der Erregbarkeit:

$$T_{S,r} = \frac{E_W(t)}{E_S(t)} - 1. \quad (5a)$$

Den Gleichungen (5) und (5a) kommt gegenüber (3) bis (4a) die Bedeutung größerer Allgemeinheit zu. Wir werden bei der Frage nach der Schlaftiefe des Herzens (S. 368) den bisher einzigen Fall kennen lernen, bei dem die reine Schlafstiefenzahl berechnet werden kann. Bei allen übrigen bisher vorliegenden schlafphysiologischen Daten muß man sich aus Unkenntnis der tageszeitlichen Variabilität der Wachschwelle $R_W(t)$ auf die Berechnung der speziellen Schlafstiefenzahl T_S beschränken.

IV. Was ist Schlaftiefe?

Wir haben die Schlafstiefenzahl bisher lediglich als ein Maß der Schlaf- tiefe bezeichnet, ohne eine Gleichsetzung beider Größen vorzunehmen. Im Folgenden soll des näheren auf diese wichtige Frage eingegangen werden.

Die Messung einer Größe besteht im allgemeinen darin, eine Zahl zu ermitteln, die angibt, wie oft die willkürlich gewählte Einheit in der Meßgröße enthalten ist. Diese Zahl wird als die Maßzahl oder der Zahlenwert der Meßgröße bezeichnet. Handelt es sich bei der Messung um dimensionierte physikalische Größen, so stellt die Einheit in den bei weitem meisten Fällen eine Größe von der gleichen physikalischen Dimension dar, wie die Meßgröße: das Gramm, die Einheit der Masse, ist selbst eine Masse, die Kalorie als Einheit der Wärmemenge ist selbst eine solche. Da die durch die Messung ermittelte Maßzahl eine reine unbenannte Zahl vorstellt, kann man die Beziehung zwischen der Meßgröße und dem Messungsergebnis auch folgendermaßen ausdrücken: die Meßgröße ist gleich dem Produkt aus der Maßzahl und der Dimension der Einheit. Sind die Meßgröße und die verwendete Einheit dimensionslos, so ist die Meßgröße einfach gleich der ermittelten Maßzahl.

Anders liegen die Verhältnisse in den seltenen Fällen, in denen die Meßgröße und die verwendete Einheit dimensionsungleich sind. So war es z. B. in der Elektrizitätslehre üblich, die Geschwindigkeit von Elektronen im Spannungsmaß Volt anzugeben („Voltgeschwindigkeit“), obwohl das Volt nicht die Dimension einer Geschwindigkeit besitzt und die Geschwindigkeit nicht einmal der Spannung U selbst, sondern der \sqrt{U} proportional ist. Man spricht in diesen Fällen davon, daß Äquivalenz zwischen Meßgröße und Maßzahl besteht und drückt dies durch das Äquivalenzzeichen \cong aus. Ein besonderer Fall der Äquivalenz ist die direkte Proportionalität zwischen Meßgröße und Maßzahl. In der Chemie wird z. B. die Bestimmung der Masse m eines Körpers mittels der Waage vorgenommen, also durch eine Gewichtsbestimmung ersetzt. Die Meßgröße m und die verwendete Einheit, das Kraftgramm oder Pond p , haben verschiedene physikalische Dimensionen. Die Meßgröße m und das ermittelte Gewicht als Produkt aus Maßzahl und Dimension der Einheit Pond sind hier durch einen Proportionalitätsfaktor k miteinander verknüpft, durch den die Gleichung: $m = k \cdot p$ erst hinsichtlich der Dimensionen richtig wird.

Im Sinne dieser Dimensionsbetrachtungen ist es zu verstehen, wenn Kohl-schütter (vgl. das Zitat auf S. 333) für sein mit der physikalischen

Dimension der Energie behaftetes Schlaftiefenmaß, die Weckschwelle R_S , Proportionalität, nicht aber Gleichheit mit der Schlaftiefe annimmt, weil er und sein Lehrer *Fechner* erkannt hatten, daß man dem Begriff der Schlaftiefe nicht eine physikalische Dimension, etwa diejenige des zufällig verwendeten Weckreizes, zuordnen kann. In diesem Punkt haben die genannten beiden Forscher klarer gesehen als spätere, physikalisch weniger gut geschulte Bearbeiter unseres Gebietes.

Zu der hier interessierenden Frage, ob wir zwischen der Schlaftiefe als Meßgröße und der Schlaftiefenzahl T_S als ihrem Zahlenwert Gleichheit oder nur Proportionalität anzunehmen haben, ist folgendes zu sagen.

Sowohl die Schlaftiefe wie die Schlaftiefenzahl sind dimensionslose Größen. Die Annahme bloßer Proportionalität würde besagen, daß auch der Proportionalitätsfaktor eine dimensionslose unbenannte Zahl sein muß. Da nun keinerlei Daten irgendwelcher Art bekannt sind, die für diesen Faktor einen bestimmten Wert vorschreiben, sind wir berechtigt, ihn willkürlich gleich 1,0 und damit Schlaftiefe und Schlaftiefenzahl einander gleichzusetzen. Wir haben es hier mit einem besonderen Fall des oben erwähnten Satzes zu tun, daß die Meßgröße gleich der ermittelten Maßzahl ist, wenn die Meßgröße und die verwendete Einheit dimensionslos sind. Diese Einheit ist die unbenannte Zahl 1 der Zahlenreihe.

Die Gleichsetzung von Schlaftiefe und Schlaftiefenzahl ermöglicht an Hand unserer beiden Formulierungen der Schlaftiefenzahl erstmalig eine *Definition des Schlaftiefenbegriffes*. Es ergeben sich dabei zwei dem Wortlaut nach verschiedene, dem Sinne nach jedoch gleichbedeutende Fassungen, je nachdem, ob man nach Gl. (3) den Begriff der Reizschwelle oder nach Gl. (4) den der Erregbarkeit in den Mittelpunkt stellt. Jede dieser beiden Fassungen läßt natürlich in sprachlicher Hinsicht wiederum verschiedene Formulierungen zu, unter denen mir die nachstehend mit a) und b) bezeichneten als besonders geeignet erscheinen.

Fassung I nach Gl. (3)

a) *Unter Schlaftiefe verstehen wir eine reine, d. h. physikalisch dimensionslose und unbenannte Zahl, welche für ein bestimmtes Individuum, ein bestimmtes Sinnesgebiet und einen bestimmten Zeitpunkt die durch den hemmenden Einfluß des Schlafes bewirkte Erhöhung der Reizschwelle gegenüber dem Wert der Wachschwelle in Vielfachen der Wachschwelle ausdrückt.*

b) *... unbenannte Zahl, welche... die durch den hemmenden Einfluß des Schlafes bewirkte, auf den Zahlenwert der Wachschwelle reduzierte Erhöhung der Reizschwelle gegenüber der Wachschwelle ausdrückt.*

Fassung II nach Gl. (4)

a) *... unbenannte Zahl, welche... die durch die Enthemmung beim Erwachen bewirkte Erhöhung der Erregbarkeit gegenüber ihrem Wert im Schlaf in Vielfachen ihres Schlafwertes ausdrückt.*

b) ...unbenannte Zahl, welche... die durch die Enthemmung beim Erwachen bewirkte, auf die Erregbarkeit im Schlafe reduzierte Erregbarkeitssteigerung gegenüber der Erregbarkeit im Schlafe ausdrückt.

Die aus den Gleichungen (3) und (4) sich ergebende Definition des Schlaf-tiefenbegriffes hat rein formalen Charakter; sie enthält nur einer Mes-sung zugängliche erregungsphysiologische Größen. Auf das ursächliche Geschehen, das den im Schlafe feststellbaren Erregbarkeitsänderungen vermutlich zugrunde liegt, geht sie nicht ein. Diese Ursachen sind zwei-fellos in Änderungen des Stoffwechsels der betreffenden Zentren zu su-chen, sie gehören somit einem Gebiete an, dessen experimentelle Er-schließung erst in jüngster Zeit begonnen hat.

Die insbesondere von L. R. Müller betonte Auffassung, daß die durch den Schlaf bewirkte Erholung eine elektrische Wiederaufladung der er-müdeten Zelle vorstelle, ist von Wöhlisch (1) in verallgemeinerter, nicht auf das rein elektrische Geschehen beschränkter Fassung einer mathema-tischen Behandlung unterzogen worden. Diese *Aufladungstheorie des Schlafes* findet für die Schlaftiefenzahl einen Ausdruck, in dem nur stoff-wechselphysiologisch-reaktionskinetische Begriffe enthalten sind. Dieser Ausdruck lautet [Wöhlisch (2)]:

$$T_S = \frac{v_{zw} - v_z}{v_z} \quad (6)$$

$$= \frac{v_{zw}}{v_z} - 1.$$

In dieser Beziehung bedeutet v_z die Zerfallsgeschwindigkeit einer für die Funktion des erregungsphysiologischen Zentrums notwendigen hypo-thetischen Speichersubstanz Φ , die ihrerseits aus einer Vorstufe gebildet wird. Bei gleichbleibender Bildungsgeschwindigkeit nimmt die Zer-fallsgeschwindigkeit mit steigender Schlaftiefe ab und ermöglicht dadurch die Wiederaufladung und Erholung der Zelle. Im Wachzustand erreicht die Zerfallsgeschwindigkeit v_z ihren in Gl. (6) mit v_{zw} bezeichneten Ma-ximalwert.

Die Gleichsetzung der beiden Ausdrücke für die Schlaftiefenzahl in den Gleichungen (3), (4) und (6) führt zu der Beziehung:

$$T_S = \frac{R_S - R_W}{R_W} = \frac{E_W - E_S}{E_S} = \frac{v_{zw} - v_z}{v_z}, \quad (7)$$

die eine Brücke schlägt zwischen den drei Gebieten der reinen Sinnesphysiologie, der allgemeinen Er-regungsphysiologie und der Physiologie des Stoff-wechsels. Bezüglich der Einzelheiten der Aufladungstheorie verweise ich auf meine früheren Veröffentlichungen.

Zum Abschluß unserer Ausführungen über die begriffliche Seite der Schlaftiefenfrage sei hier nochmals auf den Ausgangspunkt der ganzen

Untersuchung eingegangen: es war dies die sehr fruchtbare Vorstellung *Kohlschüppers* von der Beziehung einer direkten Proportionalität zwischen seinem Schlaftiefenmaß, der Weckschwelle R_S , und der sicherlich dimensionslos gedachten, unmittelbar nicht meßbaren Tiefe — oder, wie *Kohlschütter* sagt, „Festigkeit“ — des Schlafes.

Unbewußt haben wohl auch alle späteren Bearbeiter des Gebietes, selbst wenn sie sich eines anderen Schlaftiefenmaßes bedienten, *Kohlschüppers* Grundgedanken der Proportionalität zwischen der Schlaftiefe selbst und der als ihrem Maß dienenden Größe beibehalten. Wir sind nach begrifflicher Klärung des Gebietes nunmehr in der Lage, das Richtige und Brauchbare an dieser Vorstellung herauszuschälen und näher zu beleuchten.

Zur Formulierung der Proportionalitätsbeziehung gehört ein „Proportionalitätsfaktor“, über dessen Eigenschaften, insbesondere über dessen physikalische Dimension man sich klar sein muß, wenn man die ganze Beziehung überhaupt richtig verstehen will. Weder bei *Kohlschütter* selbst noch in dem gesamten späteren schlafphysiologischen Schrifttum finden sich indes irgendwelche Angaben oder auch nur Vermutungen über Art und Dimension dieses Faktors. Dabei wäre zum mindesten die Angabe der Dimension an Hand einer einfachen Formulierung der *Kohlschüppers* Konzeption eine ganz leichte Aufgabe gewesen. Bezeichnet man nämlich die Schlaftiefe selbst mit dem nichts präjudizierenden Symbol S und den Proportionalitätsfaktor mit K , so gilt nach *Kohlschüppers* Lehre die Beziehung:

$$R_S = K \cdot S. \quad (8)$$

Da nun die Schlaftiefe S dimensionslos ist, so muß, damit die Gl. (8) dimensionsrichtig wird, der Faktor K mit der Weckschwelle R_S dimensionsgleich sein. Im Falle der akustischen Weckreize *Kohlschüppers* wäre der Faktor also eine Größe von der physikalischen Dimension der Energie. Ausgehend von dem in der vorliegenden Arbeit entwickelten Standpunkt der Identität von Schlaftiefe und Schlaftiefenzahl vermögen wir jetzt leicht anzugeben, was wirklich unter dem Faktor K zu verstehen ist. Wir müssen hierfür nur *Kohlschüppers* eigene Auffassung im Sinne unserer Ausführungen von S. 334 zunächst dahingehend richtig stellen, daß, genau genommen, nur der Schlaf-Schwellenzuwachs $\Delta R = R_S - R_W$, nicht aber die Weckschwelle R_S selbst zu der Schlaftiefe S in der Beziehung der Proportionalität stehen kann. In dieser korrigierten Form führt *Kohlschüppers* Lehre auf die Beziehung:

$$\Delta R = K \cdot S, \quad (9)$$

wodurch an der physikalischen Dimension des Proportionalitätsfaktors K gegenüber Gl. (8) nichts geändert wird. Ersetzen wir jetzt das unbestimmte Schlaf-tiefensymbol S durch die nach Gl. (3) exakt definierte Schlaftiefenzahl $T_S :=$

$\frac{\Delta R}{R_W}$ so erhalten wir folgende Abwandlung der Gl. (9):

$$\Delta R = K \cdot S \quad (10)$$

$$= K \cdot T_S$$

$$= K \cdot \frac{\Delta R}{R_W}$$

und somit für den Proportionalitätsfaktor:

$$K = R_W.$$

Der Proportionalitätsfaktor der richtig verstandenen *Kohlschütter'schen* Schlaftiefenauffassung ist also die jeweilige Wachschwelle R_W desjenigen Sinnesgebietes, auf dem die Weckreizversuche angestellt werden. Der Faktor K ist somit keine absolut konstante, sondern eine von zahlreichen Bedingungen mehr oder minder stark abhängige Größe.

B. Die Anwendung der Schlaftiefenzahl

Allgemeine Vorbemerkungen

In ihrer speziellen, rein sinnesphysiologischen Fassung nach Gl. (3) kann die Schlaftiefenzahl nur auf Weckreizversuche angewandt werden. Voraussetzung ist dabei, daß außer der Weckschwelle R_S auch die Wachschwelle R_W bestimmt wurde. Leider scheinen bisher in der gesamten Schlafliteratur nur vier Veröffentlichungen vorzuliegen, auf welche dies zutrifft: *Mönninghoff* und *Piesbergen* arbeiteten mit akustischen Reizen, der Pädiater *Czerny* verwendete elektrische Haut-Schmerzreize, *Endres* und *W. v. Frey* bedienten sich erstmalig kleinflächiger Schmerz- und Druckreize, bis schließlich *Boos* in einer diese Untersuchung fortsetzenden Arbeit auf die wenig geeigneten Druckreize verzichtete, um nur noch die mechanischen Schmerzreize anzuwenden. Eine Auswertung der wichtigen Arbeiten von *Kohlschütter*, *Michelson*, *Haas*, *Mullin*, *Kleitman* und *Cooperman* sowie von *Bartlett*, in denen nur akustische Reize zur Anwendung kamen, ist für unsere Zwecke leider nicht möglich, da keiner dieser Autoren außer den Weckschwellen auch die Wachschwellen seiner Versuchspersonen ermittelt hat. Das für die Berechnung von Schlaftiefenzahlen aus sinnesphysiologischen Daten zur Verfügung stehende Material ist also — wenn man bedenkt, daß seit Einführung der Weckschwelle als Schlaftiefenmaß fast 100 Jahre vergangen sind — außerordentlich spärlich; immerhin gestattet es die Prüfung einiger interessanter Fragestellungen.

Die erste und wichtigste Frage ist die, ob es überhaupt statthaft ist, schlechthin von „der“ augenblicklichen Schlaftiefe eines Individuums zu sprechen — was ja allgemein als selbstverständlich angenommen wird — oder ob nicht vielmehr den verschiedenen Sinnesqualitäten verschiedene, für sie kennzeichnende Schlaftiefenbereiche zukommen.

Die zweite Frage ist die, ob die Anwendung der Schlaftiefenzahl auf R_S - und R_W -Werte, die zwar an dem gleichen Sinnesgebiet, jedoch mit verschiedenartiger Reizmethodik gewonnen wurden, verschiedene oder übereinstimmende T_S -Werte liefert.

Die dritte Frage, deren Beantwortung heute schon versucht werden kann, betrifft den Einfluß des Lebensalters auf die

Schlaf-tiefenwerte. Leider betrifft das vorliegende, von Czerny stammende Material nur das Alter von der Geburt bis zur Vollendung des 6. Lebensjahres.

In der allgemeineren, nicht speziell sinnesphysiologischen Fassung der Gl. (4) eignet sich die Schlaf-tiefenzahl zur Untersuchung der Einwirkung des Schlafes auf vegetative Funktionen, insbesondere auf die Atmung und die Herztätigkeit.

I. Anwendung der Schlaf-tiefenzahl auf Weckreizversuche

1. Die mittlere Schlaf-tiefe verschiedener Sinnessphären.

Was die erste der soeben erwähnten drei Fragen betrifft, so wurde ihre Beantwortung bereits von Endres und W. v. Frey versucht.

Die beiden Autoren bedienten sich, wie oben bereits angedeutet, unbewußt des Schlaf-tiefenmaßes $\frac{R_S}{R_W}$ von Mönninghoff und Piesbergen. Sie fanden näm-

lich bei Verwendung von Schmerzreizen: „daß in der Zeit tiefsten Schlafes die mit Stachelborsten bestimmten Weckreize auf 10 g und darüber steigen können. Da der Schwellenreiz des Wachen auf 0,5 g anzusetzen ist, entspricht dies einem Anstieg der Reizschwelle auf das Zwanzigfache und höher. Größer erscheint die Schlaf-tiefe, wenn sie mit Druckreizen gemessen wird. Hier kann der Weckreiz auf das Hundertfache des Wachreizes steigen.“

Um das Verhalten des maximalen, also der größten Schlaf-tiefe entsprechenden Weck-Schwellenreizes zum Wach-Schwellenreiz auch für den Gehörsinn festzustellen, entnahmen die Autoren den Wach-Schwellenreiz aus der Arbeit von Mönninghoff und Piesbergen zu 0,003 g.cm, den maximalen Weck-Schwellenreiz dagegen aus einer Arbeit von Michelson, der an seinen Versuchspersonen die Wachschwelle leider nicht bestimmt hatte, zu 25 000 g.cm: „Werte, die im Verhältnis 1 : 10^6 stehen“, wie Endres und W. v. Frey in diesem Zusammenhange schreiben. Indes ist eine zahlenmäßige Vergleichung der Daten von Mönninghoff und Piesbergen mit denen von Michelson — wie dieser Autor selbst ausdrücklich betont — deshalb unzulässig, weil, abgesehen von Verschiedenheiten in der Methodik der akustischen Reizgebung, Michelson als relatives Maß der Schallintensität die Energie des schallerzeugenden Kugelchens, d. h. das Produkt aus seinem Gewicht p und seiner Fallhöhe h , ansah, während Mönninghoff und Piesbergen auf Grund von experimentellen Untersuchungen Vierordts mit der Beziehung $p \cdot h^{0,59}$ rechneten.

Auf dem von Endres und W. v. Frey eingeschlagenen Wege der Vergleichung läßt sich also — auch abgesehen vom Fehlen einer statistischen Auswertung — ihre Behauptung nicht beweisen, „daß die akustisch gemessene Schlaf-tiefe unvergleichlich größer ist als die haptisch bzw. algosimetrisch gemessene“.

Quantitativ vergleichende Untersuchungen im vorstehend angedeuteten Sinne lassen sich am besten durchführen, wenn man den in einem Schlaf-tiefen-Zeitdiagramm zum Ausdruck kommenden Schlaf-tiefenbedarf durch einen einzigen Wert ausdrückt. Hierzu eignet sich besonders die mittlere Schlaf-tiefe. Einem mathematischen Brauche entsprechend, nach dem der Mittelwert einer Funktion durch einen Quer-

strich über dem betreffenden Funktionszeichen angedeutet wird, bezeichnen wir die mittlere Schlaf tiefe nzahl mit \bar{T}_S (gesprochen: „ \bar{T}_S quer“). Sie stellt denjenigen Wert von \bar{T}_S dar, der, während der ganzen Dauer des Schlafes konstant beibehalten, ein rechteckiges Schlaf tiefe nendiagramm von gleichem Flächeninhalt ergeben würde, wie das der Berechnung von T_S zugrunde liegende wirkliche Diagramm. Die Berechnung der mittleren Schlaf tiefe nzahl erfolgt an Hand einer planimetrischen Integration des Diagramms nach der Beziehung:

$$\bar{T}_S = \frac{1}{t_S R_W} \int_0^{t_S} \Delta R(t) dt, \quad (11)$$

in der t_S die Schlafdauer bedeutet.

In der Übersichtstabelle 2 sind die für unsere Untersuchung wichtigsten Einzeldaten zusammengestellt.

Die erste Vertikalspalte enthält die Ordnungszahl des Versuchs, die zweite die Anfangsbuchstaben des Namens der Vp., um erforderlichenfalls das Auffinden der Originaldaten am Orte der Veröffentlichung zu erleichtern. Es folgen in den weiteren Vertikalspalten Angaben über das Sinnesgebiet der Weckreize, die verwendete Reizmethodik, die Schlafdauer t_S und die mittlere Schlaf tiefe nzahl \bar{T}_S .

Die Horizontalspalten Nr. 1 und 2 beziehen sich auf die beiden einzigen z. Zt. wissenschaftlich auswertbaren Schlaf tiefe nversuche mit akustischen Weckreizen (Mönnighoff und Piesbergen). Es folgen die Versuche mit Druckreizen Nr. 3—6 nach Endres und W. v. Frey und schließlich die Versuche mit Schmerzreizen Nr. 7—28. In dieser Gruppe sind wiederum drei Untergruppen zu unterscheiden, die gesonderte Besprechung erfordern: Es sind zunächst die Gruppen „Schmerz sinn I“ (Nr. 7—12) nach Endres und W. v. Frey und „Schmerz sinn II“ (Nr. 13—22) nach Boos. Die Versuchsreihen beider Gruppen wurden am gleichen Institut (Physiologisches Institut Würzburg, damaliger Vorstand: Max v. Frey) mit der gleichen Methodik (mechanische Schmerzreize mit der Stachelborste nach M. v. Frey) durchgeführt. Alle bisher erwähnten Versuche wurden an jugendlichen erwachsenen Vpn. (Alter zwischen etwa 18 und 28 Jahren) angestellt. Die Gruppe „Schmerz sinn III“ (Nr. 23—28) enthält Versuche von A. Czerny an Kindern im Alter zwischen 2 und 6 Jahren, wobei im Gegensatz zu den Gruppen Schmerz sinn I und -II elektrische Schmerzreize (Induktions-Öffnungsschläge am Oberarm) angewandt wurden. Innerhalb einer jeden Gruppe sind die Versuche in der Reihenfolge abnehmender \bar{T}_S -Werte angeordnet.

In der fünften Vertikalspalte (Schlafdauer t_S) soll die eingeklammerte (8) der Versuche Nr. 14—20 andeuten, daß hier eine Schlafdauer von 8 St. als normaler Mittelwert angenommen und der Berechnung von \bar{T}_S nach Gl. (11) zugrunde gelegt wurde, da ausdrückliche Angaben über die Schlafdauer in diesen Versuchen nicht vorlagen.

Tabelle 3 enthält die arithmetischen Mittelwerte $\mu(\bar{T}_S)$ der mittleren Schlaf tiefe nzahl \bar{T}_S für die fünf Gruppen der Tabelle 2 sowie die zu jedem Mittelwert nach der Beziehung

$$\sigma = \pm \sqrt{\frac{\sum \{\bar{T}_S - \mu(\bar{T}_S)\}^2}{n}}$$

berechnete Streuung, wobei n die Zahl der ebenfalls aus Tabelle 3 zu ersehenden Einzelwerte bedeutet.

Tabelle 2

Nr.	Vp.	Sinnesgebiet	Reizmethodik	t_S (St)	\bar{T}_S
1	O. M.	Gehör	Kugelfall	7,5	7260
2	F. P.	"	"	7	7070
3	G. E.	Drucksinn	Reizhaar	7,5	29
4	F. B.	"	"	8	16,1
5	K. Sch.	"	"	8	5,9
6	A. W.	"	"	8	5,5
7	G. E.	Schmerzsinn I	Stachelborste	7	5,9
8	G. G.	"	"	7,5	5,5
9	A. W.	"	"	8	4,8
10	H. F.	"	"	7	3,5
11	F. B.	"	"	8,5	3,0
12	K. Sch.	"	"	8	2,4
13	B. G.	Schmerzsinn II	Stachelborste	8	12,0
14	M. G.	"	"	(8)	10,7
15	E. I.	"	"	(8)	10,7
16	H. E.	"	"	(8)	10,3
17	N. K.	"	"	(8)	9,8
18	W. O.	"	"	(8)	9,3
19	D. Ch.	"	"	(8)	9,1
20	H. G.	"	"	(8)	9,1
21	H. K.	"	"	8	8,9
22	H. H.	"	"	8	8,1
23	E. K.	Schmerzsinn III	Stromstoß	9	7,0
24	F. K.	"	"	10,5	3,9
25	A. B.	"	"	10,8	3,4
26	R. R.	"	"	10	3,2
27	I. B.	"	"	10	1,7
28	I. S.	"	"	11	1,5

Tabelle 3

Nr.	Sinnesgebiet	n	$\mu (\bar{T}_S)$	σ
1—2	Gehör	2	7165	± 95
3—6	Drucksinn	4	14,1	$\pm 9,6$
7—12	Schmerzsinn I	6	4,2	$\pm 1,3$
13—22	Schmerzsinn II	10	9,8	$\pm 1,1$
23—28	Schmerzsinn III	6	3,4	$\pm 1,8$

Aus der Tabelle 3 geht zunächst hervor, daß der Mittelwert der akustisch gemessenen mittleren Schlaftiefe mehrere Größenordnungen oberhalb der Mittelwerte des Druck- und des Schmerzsinnnes gelegen ist. Die Differenz ist so groß, daß an ihrer Realität trotz der sehr kleinen Zahl der Einzelversuche und der verhältnismäßig großen Streuung schon ohne statistische Auswertung nicht gezweifelt werden kann.

Weiterhin fällt auf, daß der Mittelwert der mittleren Schlaftiefe des Drucksinnes nicht unbeträchtlich höher ist als derjenige jeder der drei Untergruppen des Schmerzsinnnes. In früheren eigenen Untersuchungen [Wöhlisch (1—3)] habe ich in Übereinstimmung mit *Endres* und *W. v. Frey* die Differenz zwischen den Mittelwerten des Drucksinnes und des Schmerzsinnnes I ohne weiteres als reell angesehen. Die Daten der beiden anderen Untergruppen des Schmerzsinnnes waren mir damals noch nicht bekannt. In Wirklichkeit erfordert die Frage nach der Realität der Unterschiede aller Gruppen der niederen Sinne eine statistische Untersuchung, die bei der ungewöhnlichen Dürftigkeit unseres Materials wegen des Fehlers der kleinen Zahl besonders sorgfältig vorgenommen werden muß.

Nach der 3σ -Regel der Statistik ist die Differenz $\Delta\mu$ zweier Mittelwerte μ_1 und μ_2 dann als reell oder signifikant anzusprechen, wenn ihr Betrag größer ist als der dreifache Betrag der „Streuung der Differenz“ $\sigma(\Delta\mu)$, die aus den Einzelstreuungen σ_1 und σ_2 der Mittelwerte und den Anzahlen n_1 und n_2 der Einzelwerte errechnet wird. Sind n_1 und n_2 , wie bei unserem Material, kleine Zahlen im Sinne der Statistik, so tritt an Stelle der dreifachen Streuung 3σ das „ 3σ -Äquivalent“ $t\sigma$, wobei die Zahl t größer ist als 3; sie steigt mit sinkenden Werten von $n = n_1 + n_2$ und kann nach der Beziehung $t = 3 + \frac{10}{n}$ berechnet werden. Der Betrag, den die Differenz zweier verglichener Mittelwerte mindestens aufweisen muß, um nach der $t\sigma$ -Regel als signifikant zu gelten, ist nach bekannten Formeln (vgl. *Gebelein* und *Heite*) leicht zu berechnen. Er werde als die „signifikante Mindestdifferenz“ $\Delta\mu^*$ bezeichnet. Die an dem untersuchten Material wirklich festgestellte oder „empirische“ Differenz $\Delta\mu$ ist signifikant, wenn $\Delta\mu > \Delta\mu^*$ bzw. wenn

$$Q = \frac{\Delta\mu}{\Delta\mu^*} > 1,0$$

ist. Der Quotient Q werde als Signifikanzquotient bezeichnet.

Tabelle 4 enthält für die verschiedenen Gruppen unseres Materials die Zahlenwerte von $\Delta\mu$, $\Delta\mu^*$ und Q .

Tabelle 4

Verglichene Gruppen	$\Delta\mu$	$\Delta\mu^*$	Q
Gehör/Drucksinn	7150,9	257,7	25,94
Gehör/Schmerzsinn I	7160,8	190,4	37,61
Gehör/Schmerzsinn II	7155,2	126,3	56,65
Drucksinn/Schmerzsinn I	9,9	19,8	0,50
Drucksinn/Schmerzsinn II	4,3	12,5	0,34
Drucksinn/Schmerzsinn III	10,7	18,0	0,59
Schmerzsinn I/II	5,6	2,3	2,43
Schmerzsinn I/III	0,8	3,4	0,24
Schmerzsinn II/III	6,4	2,8	2,29

Bei der Vergleichen des Gehörs mit dem Drucksinn einerseits, dem Schmerzsinn andererseits wird durch die hohen, weit oberhalb des kritischen Wertes $Q = 1,0$ gelegenen Werte des Signifikanzquotienten der mehrere Größenordnungen betragende Überschuß der mittleren Schlaftiefe des Gehörs über diejenige der beiden niederen Sinne trotz der Spärlichkeit des verfügbaren Zahlenmaterials statistisch gesichert. *Endres* und *W. v. Frey* haben also in diesem Falle mit ihrer obenerwähnten, auf Grund eines nicht beweiskräftigen Materials geäußerten Auffassung durchaus das Richtige getroffen.

Die Wahrscheinlichkeit ist nun natürlich sehr groß, daß sich auch für die anderen Sinnesgebiete unterschiedliche Werte des Schlaftiefenbedarfs ergeben werden, wie dies *Endres* und *W. v. Frey* bei einem Vergleich des Drucksinnes mit dem Schmerzsinn an Hand ihres eigenen experimentellen Materials glaubten nachweisen zu können. In Tabelle 4 zeigen jedoch die erheblich unterhalb von 1,0 gelegenen Q -Werte, daß der Überschuß der mittleren Schlaftiefe des Drucksinnes über diejenige des Schmerzsinnes nicht signifikant ist und zwar bei keiner der drei möglichen Arten der Vergleichung. Die Frage nach dem relativen Schlaftiefenbedarf des Drucksinnes und des Schmerzsinnes könnte, wenn überhaupt, nur durch eine erneute experimentelle Prüfung auf wesentlich breiterer Basis entschieden werden. Jedoch wäre hierbei zur Reizung des Drucksinnes wohl eine andere Methodik erforderlich als die kleinflächige Reizung mit Reizhaaren, deren Nachteil nach *Endres* darin besteht, „daß Reizhaare von hohen Spannungswerten, die bei tiefem Schlaf nötig sind, sehr leicht neben Berührungsempfindung auch Schmerz erregen“. *Endres* und *W. v. Frey* haben daher die unsicheren Druckreizversuche mit Reizhaaren schließlich aufgegeben und sich auf die Schmerzreizversuche mit der Stachelborste beschränkt.

Die auffallende Tatsache, daß das Gehör eine im Verhältnis zu Schmerz- und Drucksinn so außerordentlich hohe mittlere Schlaftiefe aufweist, scheint die folgende, von der Auffassung der Zweckmäßigkeit des biologischen Geschehens ausgehende Deutung zuzulassen.

Ob ein Sinnesgebiet eine große oder kleine mittlere Schlaftiefe besitzt, dürfte im Wesentlichen von zwei Umständen abhängen, nämlich

1. davon, ob das Sinnesgebiet im Wachen einer starken oder einer nur schwachen Ermüdung ausgesetzt ist,
2. davon, ob das Sinnesgebiet in hohem oder nur in geringem Maße als Störer des Schlafes in Betracht kommt.

ad 1) Ein stark ermüdetes Sinnesgebiet wird — gleiche Schlafdauer vorausgesetzt — zu seiner Erholung durch den Schlaf einer größeren mittleren Schlaftiefe bedürfen, als ein nur wenig ermüdetes, da man annehmen muß, daß zwischen Schlaftiefe und Erholungsgeschwindigkeit eine positive Korrelation besteht. In der *Aufladungstheorie des Schlafes und der Erholung* liegt der Versuch vor, über diese Beziehung eine als Näherung aufzufassende quantitative Aussage zu machen [Wöhlisch (1—3)]. Daß nun das im Wachen ständig beanspruchte Gehör einer stärkeren Ermüdung ausgesetzt und deshalb erholungs-

bedürftiger ist, als der normalerweise kaum beanspruchte Schmerzsinne und der wegen seiner starken Adaptationsfähigkeit ebenfalls nur wenig beanspruchte Drucksinn, kann wohl kaum bezweifelt werden.

ad 2) Der Schmerzsinne kommt normalerweise als Schlafstörer überhaupt nicht, der Drucksinn — wiederum wegen seiner Adaptationsfähigkeit — nur in unbedeutendem Maße in Betracht, so daß es nichts ausmacht, wenn diese beiden Sinne, wie ihre Schlaftiefenzahlen ausweisen, nur verhältnismäßig oberflächlich schlafen. Beim Schmerzsinne hat dies noch den Vorteil, daß er seine warnende Funktion auch im Schlafe erfüllen kann. Um so stärker ist dagegen die Bedrohung des Schlafes durch akustische Reize, weshalb eine hohe mittlere Schlaftiefe des Gehörs als wirksamer Schutz gegen den häufig auch zur Nachtzeit relativ zur akustischen Wachschwelle sehr hohen akustischen Störspiegel unbedingt notwendig ist, wenn ein längerer kontinuierlicher Schlaf überhaupt möglich sein soll.

2. Hat die Reizmethodik einen Einfluß auf die Schlaftiefenzahl einer Sinnessphäre?

Zur Beantwortung der in der Überschrift gestellten Frage soll im Folgenden an Hand einiger auf dem Gebiet des Schmerzsinnos vorliegender Daten ein erster Versuch gemacht werden.

Bei den Mittelwerten der mittleren Schlaftiefenzahl $\mu(\bar{T}_S)$ des Schmerzsinnos (Tabelle 3) ist es sehr auffallend, daß trotz gleichartiger Methodik (mechanische Reizgebung) die Werte nach Endres und W. v. Frey (Schmerzsinne I, $\mu(\bar{T}_S) = 4,2$) und diejenigen von Boos (Schmerzsinne II, $\mu(\bar{T}_S) = 9,8$) eine beträchtliche Differenz aufweisen, die nach Aussage des zugehörigen Signifikanzquotienten $Q = 2,43$ (Tabelle 4) als reell aufzufassen ist. Dahingegen zeigen trotz verschiedener Methodik die Werte von Endres und W. v. Frey (Schmerzsinne I, mechanische Reizung, $\mu(\bar{T}_S) = 4,2$) und diejenigen von Czerny (Schmerzsinne III, elektrische Reizung, $\mu(\bar{T}_S) = 3,4$) eine bemerkenswerte Übereinstimmung; der kleine Unterschied dieser beiden Mittelwerte erweist sich laut Tabelle 4 als nicht signifikant. Es besteht die theoretische Möglichkeit, daß er reell ist und sich durch die aus dem folgenden Kapitel ersichtliche Altersabhängigkeit der Schlaftiefe bei jugendlichen Individuen im Sinne einer Zunahme der Schlaftiefenzahl mit steigendem Lebensalter erklärt: Czernys Versuche wurden ja an Kindern bis zu 6 Jahren, die Versuche von Endres und W. v. Frey an jungen Männern angestellt.

Aus der Signifikanz der Unterschiede zwischen Schmerzsinne I und -II, der Nichtsignifikanz des Unterschiedes zwischen Schmerzsinne I und -III folgt die Signifikanz der Differenz zwischen Schmerzsinne II und -III ($Q = 2,29$ laut Tabelle 4).

Es fallen somit die von Boos mit mechanischen Schmerzreizen ermittelten Daten insofern aus dem Rahmen der übrigen Daten heraus, als sie weder mit den von andern Autoren mit gleicher noch mit abweichender Methodik ermittelten Daten übereinstimmen. Dagegen vertragen sich die mit verschiedenartiger Reizgebung ermittelten Werte von Endres und W. v. Frey einerseits, von Czerny andererseits so gut miteinander, daß sie die Annahme einer tatsächlichen Einflußlosigkeit der Methodik auf die Schlaftiefenzahl eines Sinnesgebietes sehr nahelegen. Von

einem Beweis für diese Annahme kann natürlich in Anbetracht der Dürftigkeit des vorliegenden experimentellen Materials einstweilen keine Rede sein. Bei einer erneuten Überprüfung dieser Frage würden *Schlaf-tiefenbestimmungen mit verschiedenartiger Methodik an der gleichen Versuchsperson* die zweckmäßigste Art der Untersuchung vorstellen.

Die hier erstmals nachgewiesene Sonderstellung der *Boosschen* Daten ist um so merkwürdiger, als dieser Autor die Methodik der mechanischen Schmerzreize bei *Endres* und *W. v. Frey*, zu deren Versuchspersonen er gehörte, erlernt hat, und seine Arbeit eine unmittelbare Fortsetzung der Untersuchung dieser beiden Autoren über den Begriff der *Schlafmenge* (Schlafmenge = Fläche des Schlaf-tiefen-Zeitdiagramms; vgl. hierzu S. 331) bildet. Vergleicht man die von *Boos* mitgeteilten Werte der Schlafmenge mit denen von *Endres* und *W. v. Frey*, so macht man zunächst die überraschende Feststellung, daß die *Boosschen* Werte von einer ganz anderen Größenordnung sind als diejenigen der andern beiden Autoren. Die Normalwerte der Schlafmenge liegen nämlich bei *Boos* zwischen 3225 und 4937 g.St., bei *Endres* und *W. v. Frey* dagegen zwischen 12,7 und 21,7 g.St. Ein Blick auf die von *Boos* veröffentlichten Diagramme, auf deren Ordinate der Reizschwellenzuwachs im Schlaf in Kraftgramm = Pond als Einheit angegeben ist, zeigt sofort, daß eine grobe Unstimmigkeit zwischen den Werten der Ordinate und denen der Schlafmenge besteht, in dem Sinne, daß die Schlafmengenwerte viel zu hoch sind. Die planimetrische Ausmessung der Diagramme zeigt dann, daß *Boos* sämtliche Schlafmengen 100fach zu groß angegeben hat, was nur durch einen systematischen Meß- oder Rechenfehler zu erklären ist. Aber auch nach einer entsprechenden Korrektur errechnen sich aus den Angaben von *Boos* für die mittlere Schlaf-tiefenzahl Werte, die beträchtlich höher sind als diejenigen von *Endres* und *W. v. Frey*, so daß sie sich von diesen — und damit auch von denen *Czernys* — signifikant unterscheiden. Eine Erklärung hierfür läßt sich nicht geben. Auf jeden Fall muß man den Daten von *Boos* mit großer Skepsis begegnen.

3. Schlaf-tiefe und Lebensalter bei Kindern. — Kritik der Versuche

A. Czernys

Zur Prüfung der Frage nach dem Bestehen gesetzmäßiger Beziehungen zwischen Schlaf-tiefe und Lebensalter kommen gegenwärtig nur die Versuche *Czernys* mit elektrischen Schmerz-Weckreizen an Kindern im Alter von einem Tag bis zu 6 Jahren in Betracht. Die für die Behandlung dieser Frage wichtigsten Messungsergebnisse *Czernys* und die nach diesen Daten berechneten Größen sind in Tabelle 5 zusammengestellt.

Die Tabelle enthält außer den Angaben über das Lebensalter und die Weckschwelle R_W noch die bei der betreffenden Vp. nach einstündigem Schlaf, also ungefähr zur Zeit der größten Schlaf-tiefe gemessene maximale Weckschwelle R_S^{\max} , ferner den als Differenz aus R_S^{\max} und R_W sich ergebenden maximalen Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR^{\max} und die zugehörige maximale Schlaf-tiefenzahl T_S^{\max} . In der letzten Vertikalspalte der Tabelle finden sich endlich die kleinsten während der gesamten Schlaf-dauer festgestellten Werte der Weckschwelle, die ich als R_S^{\min} bezeichne. *Czernys* Angaben der Schwellenwerte in mA beziehen sich auf die Stromstärke im Primärkreis des Induktoriums, nicht auf diejenige des Induktions-Öffnungsstoßes.

Die maximale Schlaf-tiefenzahl T_S^{\max} tritt im Folgenden an die Stelle der bisher zu Vergleichszwecken verwendeten mittleren Schlaf-tiefenzahl \bar{T}_S . Dies geschieht lediglich aus Gründen einer Vereinfachung und Abkürzung unseres

Analysenganges: Bei den zum großen Teil sehr jugendlichen Vpn. Czernys verläuft nämlich der Nachtschlaf nicht kontinuierlich oder einphasisch, wie bei seinen etwas älteren 6 Vpn. Nr. 23—28 unserer Tabelle 2, sondern in mehreren durch spontanen Erwachen von einander getrennten Perioden. In diesen Fällen kann die Berechnung der mittleren Weckschwelle R_S bzw. der mittleren Schlaf-tiefenzahl \bar{T}_S nur in recht unbequemer Weise auf Grund planimetrischer Ausmessung mehrerer $R_S(t)$ - oder $T_S(t)$ -Diagramme erfolgen. Bei einer orientierenden Voruntersuchung an dem Material der einphasisch durchschlafenden Kinder fand sich nun zwischen den Werten der mittleren und der maximalen Weckschwelle eine ganz enge Korrelation mit dem Korrelationskoeffizienten $r = 0,985$, so daß also für beide Größen zweifellos die gleiche Altersabhängigkeit besteht, falls eine solche überhaupt vorhanden sein sollte. Hiermit rechtfertigt sich die Verwendung der maximalen anstatt der mittleren Werte in den folgenden Erörterungen.

Tabelle 5

Vp.	Alter	R_W (mA)	R_S^{\max} (mA)	ΔR^{\max} (mA)	T_S^{\max}	R_S^{\min}
F. V.	1 T	400	1250	850	2,1	750
M. C.	6 T	300	1150	850	2,8	550
A. K.	11 T	400	—	—	—	—
I. P.	17 T	300	1150	850	2,8	800
A. M.	23 T	250	1250	950	3,8	650
W. V.	24 T	250	1150	900	3,6	500
A. H.	3 M	250	1300	1050	4,2	650
I. M.	9 M	250	1250	1000	4,0	450
I. D.	9 M	300	1300	1000	3,3	500
I. B.	2 J	200	1400	1200	6,0	250
I. S.	3 J	200	1150	900	4,5	300
F. K.	3 J, 7 M	100	1250	1150	11,5	200
A. B.	3 J, 8 M	100	1350	1250	12,5	150
R. R.	4 J, 9 M	150	1400	1250	8,3	400
E. K.	6 J	50	1200	1250	23,0	150
I. S.	6 J	50	—	—	—	—
	$\mu \rightarrow$	221	1250	1032	6,6	450
	$\sigma \rightarrow$	± 92	± 87	± 153	$\pm 5,5$	± 210

Am Fuß der Tabelle 5 finden sich die zu den Einzelwerten der dritten bis letzten Vertikalspalte gehörigen arithmetischen Mittelwerte μ und deren Streuung σ .

Bei zwei Vpn. der Tabelle 5 hat Czerny nur die Wachschwelle R_W bestimmt. Ich habe diese Werte trotzdem in die Tabelle mit aufgenommen, da sie das in den 14 übrigen Versuchen niedergelegte Material in wertvoller und charakteristischer Weise ergänzen. Bei der Berechnung des arithmetischen Mittelwertes der R_W -Werte sind diese beiden Einzelwerte außer acht gelassen, so daß allen Mittelwerten der Tabelle 5 die gleiche Zahl von $n = 14$ Einzelversuchen zu Grunde liegt. Im übrigen ist der Unterschied der Mittelwerte von R_W für die beiden möglichen Berechnungsarten verschwindend klein. Man findet nämlich: $\mu = 221,4$ für $n = 14$ und $\mu = 221,9$ für $n = 16$.

Die auf dem Gebiet der Altersabhängigkeit der Schlafentiefe bestehenden Regelmäßigkeiten lassen sich am leichtesten an Hand des halblogarithmischen Diagramms der Abb. 2 übersehen.

Auf der logarithmisch eingeteilten Abszisse ist das Lebensalter der Vpn. in Tagen, für die höheren Werte der Übersichtlichkeit halber außerdem in Jahren aufgetragen.

Die linear geteilte Ordinate des Diagramms trägt zwei verschiedene Skalen. Die mA-Werte der linken Skala gehören zu den R_W - und R_S^{\max} -Werten, die dimensionslosen Zahlen der rechten Skala zu den T_S^{\max} -Werten.

Das Diagramm der Abb. 2 zeigt sehr deutlich als wichtigsten unmittelbaren Befund Czernys ein starkes Absinken der R_W -Werte mit steigendem Lebensalter und zwar von dem Ausgangswert 400 mA bei Säuglingen auf nur 50 mA, also auf $1/8$ des Ausgangswertes, bei 6-jährigen Kindern.

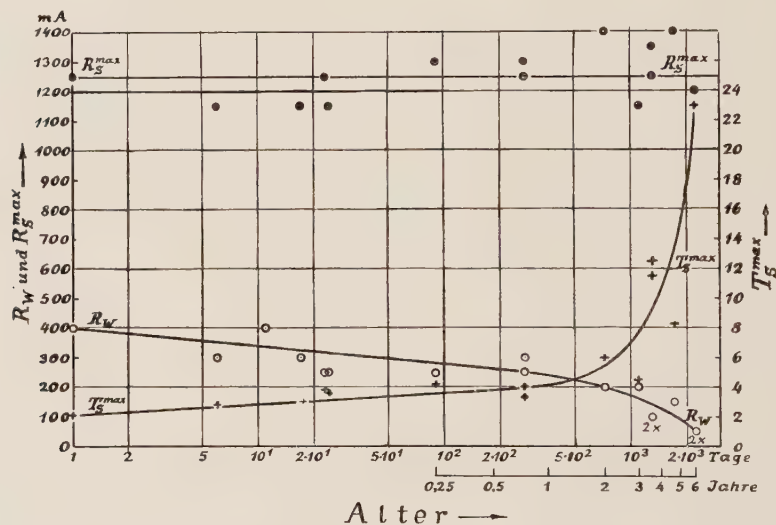


Abb. 2. Wachschwelle R_W und maximale Weckschwelle R_S^{\max} (linke Ordinate) sowie maximale Schlafentziffer T_S^{\max} (rechte Ordinate) als Funktion des Lebensalters (nach Versuchen von A. Czerny mit elektrischen Schmerzreizen).

Im Gegensatz zu der Wachschwelle R_W läßt die maximale Weckschwelle R_S^{\max} keine Abhängigkeit vom Lebensalter erkennen. Ihre Werte verteilen sich ganz unregelmäßig um den arithmetischen Mittelwert $\mu = 1250 \pm 86,6$ mA, der in dem Diagramm durch eine horizontale Gerade angedeutet ist. Säuglinge sind also merkwürdigerweise trotz ihrer hohen Wachschwelle R_W keineswegs schwerer erweckbar, haben somit auch keine größere „scheinbare Schlafentiefe“ als ältere Kinder.

Aus dem Absinken der R_W -Werte bei annähernder Konstanz der R_S^{\max} -Werte folgt unmittelbar eine Zunahme der Differenz $\Delta R^{\max} = R_S^{\max} - R_W$, d. h. des Schlafentziffermaßes von Endres und W. v. Frey, mit zuneh-

mendem Lebensalter und zwar von 850 mA bei Säuglingen auf 1150 bis 1250 mA im Alter von einigen Jahren. Das Diagramm zeigt dies sehr anschaulich als zunehmenden Abstand der R_W -Kurve und der Mittelwerts-horizontalen der R_S^{\max} -Werte.

Schon diese Erscheinung deutet also darauf hin, daß jüngere Kinder nicht nur keine größere, sondern im Gegenteil sogar eine kleinere Schlaftiefe aufweisen als ältere. Czerny selbst hat dieses auffallende Ergebnis seiner eigenen Messungen nicht bemerkt, da er die ΔR -Werte nicht systematisch berechnet hat. Viel deutlicher als bei den ΔR^{\max} -Werten tritt uns die altersbedingte Zunahme der Schlaftiefe natürlich in der Gestalt der Schlafstiefenzahlen entgegen, da diese laut Abb. 2 von dem Wert $T_S^{\max} = 2,1$ bei einem eintägigen Kinde auf den Wert 23, d. h. auf das mehr als 10-fache, bei einem 6-jährigen Kind ansteigen.

Diese Zahlen sind recht überraschend, da sie mit dem weit verbreiteten Glauben an eine besonders große Schlaftiefe der Säuglinge und kleinen Kinder nicht vereinbar sind. Es wäre interessant, zu prüfen, ob Kinder wenigstens eine größere durchschnittliche Schlaftiefe haben als Erwachsene, eine Überzeugung, die Czerny geteilt zu haben scheint; stimmt er doch (S. 9) ausdrücklich Rosenbachs Meinung bei, „daß Kinder einen so festen Schlaf besitzen, daß derselbe trotz Störungen entweder nicht unterbrochen wird, oder falls dies geschieht, doch sofort beim Aufhören des Reizes in früherer Intensität wieder eintritt“.

Die an Hand der Abb. 2 gezogenen Schlußfolgerungen können durch Anwendung korrelationsstatistischer Methoden erhärtet werden.

Wenn die R_S^{\max} -Werte regellos streuen, während die R_W -Werte mit steigendem Lebensalter gesetzmäßig absinken, so darf zwischen beiden Größen keine Korrelation nachweisbar sein. Die Berechnung des Korrelationskoeffizienten liefert den sehr kleinen Wert $r = -0,31$ und bestätigt damit unsere Erwartung.

Andererseits müßte das aus Abb. 2 ersichtliche Anwachsen der ΔR^{\max} -Werte mit fallenden Werten von R_W (d. h. mit steigendem Alter) in einer deutlich negativen Korrelation zwischen beiden Größen ihren Ausdruck finden. Tatsächlich überschreitet der zugehörige Korrelationskoeffizient, $r = -0,81$, deutlich jenen Höchstwert, $r = 0,736$, der für diesen Fall bei Berücksichtigung der 3σ -Grenze noch zum Zufallsbereich gerechnet werden kann (vgl. Hosemann S. 100), so daß die negative Korrelation zwischen ΔR^{\max} und R_W als statistisch gesichert anzusehen ist.

Das Ergebnis unserer bisherigen Analyse der Czernyschen Daten, eine Zunahme der Schlaftiefe mit steigendem Lebensalter ohne gleichzeitige Zunahme der maximalen Weckschwelle, ist so überraschend und gewohnten Vorstellungen widersprechend, daß Zweifel an der Richtigkeit der zu Grunde liegenden Messungen aufkommen müssen. Sie betreffen die bei kleinen Kindern sicher-

lich nur schwer bestimmbaren Werte der Wachschwelle R_W . Die Ermittlung sinnesphysiologischer Schwellenwerte setzt im allgemeinen voraus, daß die Vp. intelligent genug ist, um die Fragestellung zu verstehen und Selbstbeobachtungen ihrer Empfindungen anzustellen, was bei kleinen Kindern natürlich nicht zutrifft. Czerny ging bei seinen Versuchen zur Bestimmung der Wach-Reizschwelle so vor, daß er die primäre Stromstärke des Induktoriums stufenweise um 50 mA steigerte und nun feststellte, bei welchem Wert die wachen Kinder:

„irgendwelche Äußerungen stattgehabter Empfindung erkennen ließen ... Von diesen reagierten jene, bei welchen die Sprache noch nicht entwickelt war, stets durch Weinen, solche, welche bereits der Sprache mächtig waren, pflegten meist ebenfalls zu weinen, manche gaben jedoch an, daß 'es schmerze oder steche', oder zeigten nach jeder Stromöffnung einen schmerzlichen Gesichtsausdruck, ohne zu sprechen oder zu weinen ... Bei Kindern bis zum 4. Lebensjahr schien immer das Empfindungsminimum für Induktionsströme mit Schmerzgefühl verbunden zu sein. Dies kann jedoch auch darin seine Ursache haben, daß eben erst dann eine Gefühlsäußerung erfolgt, wenn der Reiz jene Größe erreicht hat, welche Schmerz hervorruft. Bei älteren Kindern ist es dagegen zuweilen möglich, getrennt die schwächste Reizgröße zu ermitteln, welche empfunden wird, und diejenige Reizgröße, welche Schmerzempfindung hervorruft.“

Nach dieser Darstellung muß es als möglich angesehen werden, daß Czerny bei sehr jugendlichen Kindern zu hohe Werte der Wach-Reizschwelle angegeben hat, wenn er den zum Weinen führenden Reiz als Schwelle betrachtet. Es fragt sich nur, ob dieser wohl unvermeidbare Fehler in der Schwellenbestimmung ausreicht, um den enormen Unterschied zwischen den R_W -Werten bei Neugeborenen (300—400 mA) und bei 6jährigen Kindern (50 mA) seinem ganzen Betrage nach zu erklären. Es ist ja denkbar, daß die R_W -Werte der jüngeren Kinder wohl etwas, jedoch nicht um die gesamte Differenz gegenüber dem Wert der 6jährigen zu hoch angegeben wären. In diesem Falle könnten also auch die unbekannten wirklichen R_W -Werte im Laufe der Jahre eine mehr oder minder beträchtliche Abnahme aufweisen, so daß die mit Hilfe der Czernyschen R_W -Werte berechnete altersbedingte Zunahme der Schlaftiefenzahlen zu recht bestünde.

Läßt sich diese grundsätzlich wichtige Frage an Hand der Czernyschen Versuchsdaten klären? Ich glaube, daß dies tatsächlich der Fall ist und zwar auf Grund einer Überlegung, welche die von uns bisher noch nicht betrachteten Minimalwerte der Weckschwelle der Czernyschen Arbeit betrifft. Zur Vermeidung von Mißverständnissen gebe ich in der Tabelle 6 einen Versuch von Czerny wieder, wobei die maximale Weckschwelle R_S^{\max} und die minimale Weckschwelle R_S^{\min} besonders gekennzeichnet sind.

Über die minimale Weckschwelle läßt sich von vornherein folgendes aussagen: sie muß auf jeden Fall größer sein als die wirkliche Wachschwelle der betreffenden Vp., sie kann dagegen kleiner sein als eine nach unzulänglicher Methode ermittelte, gegenüber der wirklichen Wachschwelle zu hohe, also scheinbare oder angebliche Wachschwelle.

Tabelle 6

Vp. J. B., Alter 2 Jahre

 $R_W = 200 \text{ mA}$

Zeit nach dem Einschlafen (St)	R_S (mA)
1	1400 = R_S^{\max}
2	750
3	500
4	350
5	300
6	250 = R_S^{\min}
7	350
8	700
9	600
10	spontan erwacht

Im Beispiel der Tabelle 6 ist die minimale Weckschwelle $R_S^{\min} = 250 \text{ mA}$ tatsächlich größer als die angegebene Wachschwelle $R_W = 200 \text{ mA}$, so daß in diesem Falle der R_W -Wert richtig sein kann. Damit ist nicht bewiesen, daß er wirklich richtig ist. Der gefundene R_S^{\min} -Wert stellt ja nur einen relativen Minimalwert im Vergleich zu den andern gefundenen R_S -Werten vor, da wir von einer R_S -Kurve immer nur einige wenige Punkte, niemals aber ihren Gesamtverlauf und damit ihren wirklichen oder absoluten Minimalwert kennen. Es ist deshalb durchaus möglich, daß bei genauerer experimenteller Analyse des Schlafstiefenverlaufes, mit Bestimmung weiterer R_S -Werte, für R_S^{\min} ein neuer Wert gefunden würde, der kleiner anstatt größer wäre als der fragliche R_W -Wert. An Hand eines einzelnen R_S -Diagrammes kann daher die Frage nach der Richtigkeit oder Unrichtigkeit der R_W -Werte Czernys nicht erörtert werden. Wohl aber kann hier eine statistische Auswertung des gesamten vorhandenen experimentellen Materials weiterhelfen. Falls sich nämlich zeigen ließe, daß der Czernysche R_S^{\min} -Wert immer größer ist als sein R_W -Wert, so würde dies stark zugunsten der R_W -Werte sprechen, — um so mehr natürlich, je größer die Zahl der untersuchten Fälle und die Zahl der zu einem Einzelversuch gehörigen R_S -Werte ist. Ferner müßte natürlich zwischen den gefundenen R_S^{\min} -Werten und den wirklichen R_W -Werten eine deutliche positive Korrelation bestehen.

Zur Klärung der Frage nach der Zuverlässigkeit der R_W -Werte Czernys stehen uns aus seiner Arbeit die 14 Fälle der Abb. 2 zur Verfügung. Ihre aus Tabelle 5 ersichtlichen R_S^{\min} -Werte sind in dem Diagramm der Abb. 3 als Ordinaten, die R_W -Werte als Abszissen dargestellt. Die vom Nullpunkt des Koordinatensystems ausgehende, gestrichelte, winkelhalbierende Gerade ermöglicht eine schnelle Orientierung, da sie die Beziehung

$$R_S^{\min} = R_W$$

darstellt. Für alle oberhalb dieser Geraden gelegenen Punkte gilt somit $R_S^{\min} > R_W$ und umgekehrt.

Ein Blick auf die Punktwolke des Diagramms zeigt sofort, daß die R_S^{\min} -Werte Czernys tatsächlich ohne jede Ausnahme oberhalb der zugehörigen, hinsichtlich ihrer Zuverlässigkeit von uns angezweifelten R_W -Werte gelegen sind, ganz wie dies der Fall sein müßte, wenn diese die richtigen oder doch nahezu richtigen Werte der Wachschwelle vorstellten. Darüber hinaus läßt das Diagramm mit dem kleinen Winkel zwischen den steil ansteigenden Regressionsgeraden deutlich eine positive Korrelation zwischen R_S^{\min} und R_W erkennen, wie dies ebenfalls für die richtigen R_W -Werte zu erwarten ist. An Hand der bereits in Tabelle 5 mitgeteilten μ - und σ -Werte erhält man den statistisch gesicherten Korrelationskoeffizienten

$$r = 0,87$$

und die Regressionskoeffizienten

$$\varrho_y = 2,0$$

$$\varrho_x = 0,83.$$

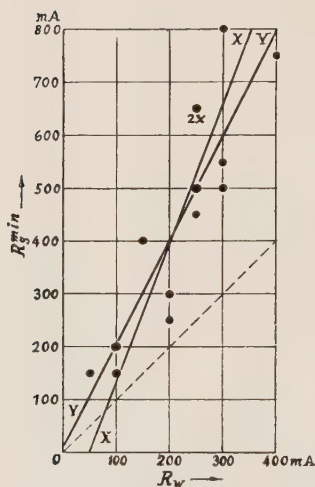


Abb. 3. Korrelative Beziehungen zwischen minimaler Wechschwelle R_S^{\min} und Wachschwelle R_W mit den Regressionsgeraden XX' und YY' (nach Versuchen von A. Czerny mit elektrischen Schmerzreizen an Kindern).

Czernys R_W -Werte haben somit die Zuverlässigkeitsprobe nicht schlecht bestanden. Ich möchte daher annehmen, daß die von Czerny behauptete stark negative Korrelation zwischen dem Lebensalter und den R_W -Werten der Kinder (vgl. Abb. 2) eine Realität und nicht eine durch die methodische Unvollkommenheit der Wachschwellenbestimmung vorgetäuschte Erscheinung ist. Hieraus folgt dann weiterhin,

daß auch die aus unsern Berechnungen an Hand der Czernyschen Daten sich ergebende überraschende positive Korrelation zwischen Schlafentiefe und Lebensalter der Kinder realen Charakter besitzt.

Die Tatsache einer relativ sehr hohen Wachschwelle der Säuglinge wird seitens des Materials der Tabelle 5 nachdrücklich unterstrichen durch den Befund, daß die Wachschwellenwerte sämtlicher Säuglinge ($R_W = 250 - 400$ mA) die Werte der minimalen Wechschwelle der über zwei Jahre alten Kinder erreichen oder sogar nicht unerheblich übertreffen. Mit andern Worten: der wachende Säugling spürt von elektrischen Schmerzreizen unter Umständen weniger als das im leichten Schlummer liegende ältere Kind.

An Hand der Czernyschen Versuchsdaten läßt sich in besonders überzeugender Weise die Unzulänglichkeit der bis zum heutigen Tage als „das“ Schlafstiefenmaß angesehenen Kohlschütterschen Weckschwelle R_S nachweisen. Die Tabelle 7 enthält — nur in etwas anderer Anordnung — eine Zusammenstellung einiger z. T. bereits oben (vgl. Tabelle 5) aufgeführten Daten.

In Tabelle 7 sind für den Fall der maximalen Schlafstiefe von 10 Vpn. Czernys die Zahlenwerte aller bisher überhaupt als Schlafstiefenmaß vorgeschlagenen Ausdrücke — also die absolute Weckschwelle R_S Kohlschütters, der Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR nach Endres und W. v. Frey, die reduzierte Weckschwelle D nach Mönnighoff und Piesbergen und unsere Schlafstiefenzahl T_S — angegeben. Das Material ist in vier Gruppen eingeteilt, die dadurch gekennzeichnet sind, daß die Vpn. je einer Gruppe den gleichen Maximalwert R_S^{\max} der Weckschwelle aufweisen; nach Kohlschütter und nach den landläufigen Darstellungen wäre daraus auf gleiche maximale Schlafstiefe der Vpn. zu schließen. Die drei Ausdrücke ΔR , D und T_S , die im Gegensatz zu Kohlschütter außer R_S auch die Wachschwelle R_W berücksichtigen, zeigen nun qualitativ übereinstimmend, daß dies ganz unzulässig ist. In quantitativer Hinsicht weist das Verhalten der genannten drei Größen bemerkenswerte Unterschiede auf. Beim Schlaf-Schwellenzuwachs ΔR sind die — natürlich relativ zum kleinsten Wert der Gruppe, nicht absolut, zu wertenden — Differenzen innerhalb einer Gruppe zwar schon deutlich, aber doch noch verhältnismäßig klein. Sehr viel größer sind sie bereits bei den D -Werten; am klarsten aber geht das, was gezeigt werden soll, aus dem Verhalten der T_S -Werte hervor.

Tabelle 7

Vp.	R_S^{\max} (mA)	ΔR^{\max} (mA)	D^{\max}	T_S^{\max}
M. C.	1150	850	3,8	2,8
J. P.	1150	850	3,8	2,8
W. V.	1150	900	4,6	3,6
J. S.	1150	900	5,5	4,5
A. M.	1200	950	4,8	3,8
E. K.	1200	1250	24,0	23,0
F. V.	1250	850	3,1	2,1
J. M.	1250	1000	5,0	4,0
F. K.	1250	1150	12,5	11,5
J. B.	1400	1200	7,0	6,0
R. R.	1400	1250	9,3	8,3

Vielleicht noch anschaulicher als aus Tabelle 7 geht das Versagen des Kohlschütterschen Schlafstiefenmaßes R_S aus den Diagrammen der Abbildungen 4 und 5 hervor.

Von diesen stellt die Abb. 4 ganz im Sinne der klassischen Kurve Kohlschütters für zwei Vpn. (I und II) Czernys im Alter von 6 Jahren (Kurve I) und von 3 Jahren (Kurve II) die Weckschwelle R_S als Zeitfunktion mit

dem Schlafbeginn als Nullpunkt der Zeitachse dar. Außer dem Verlauf der R_S -Werte ist in dem Diagramm in Form zweier horizontaler Geraden auch die Größe der jeweiligen Wachschwellen $R_{W'}^I$ und $R_{W'}^{II}$ angedeutet.

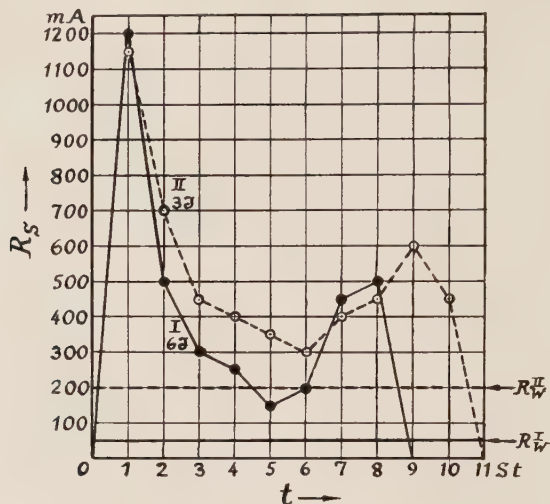


Abb. 4. Weckschwelle R_S als Funktion der Schlafdauer t für zwei Kinder verschiedenen Alters (8 und 3 Jahre) und verschiedener Wachschwelle (50 und 200 mA) (nach Versuchen von A. Czerny mit elektrischen Schmerzreizen).

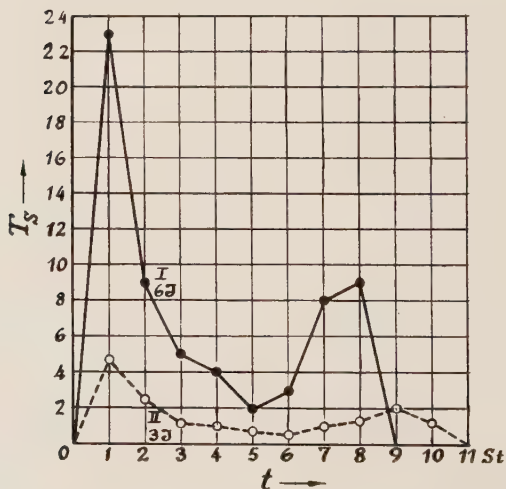


Abb. 5. Schlafstiefenzahl T_S als Funktion der Schlafdauer t für die beiden Kinder der Abb. 4.

Die beiden typisch zweigipfeligen Kurven der Abb. 4 ähneln einander sehr in ihrem allgemeinen Verlauf und in quantitativer Hinsicht auch bezüglich der Größe der R_S^{\max} -Werte. Daß die Kurve I einem älteren, die

Kurve II einem jüngeren Kinde zugehört, geht zunächst eigentlich nur aus der wesentlich kürzeren Schlafdauer der Vp. I hervor. Da nun die Kurve II fast in ihrem gesamten Verlauf oberhalb der Kurve I gelegen ist, wäre nach *Kohlschütter* und nach den lehrbuchmäßigen Darstellungen des Schlafproblems auf einen größeren Schlaftiefenbedarf oder eine größere mittlere Schlaftiefe der jüngeren Vp. II zu schließen. Die zugehörige Wachschwelle von $R_W^{II} = 200$ mA hat jedoch zur Folge, daß wir in dem T_S -Diagramm der Abb. 5 einer vollständigen Umkehrung der in Abb. 4 dargestellten Verhältnisse begegnen, in dem Sinne, daß die T_S -Kurve I weit oberhalb der Kurve II liegt; die Anwendung des *Kohlschüterschen* Schlaftiefenmaßes R_S kann also zu einer gänzlich verkehrten Darstellung führen, sobald es sich um einen Vergleich der Schlaftiefenwerte von Vpn. mit sehr unterschiedlichen R_W -Werten auf dem zu den Weckreizversuchen herangezogenen Sinnesgebiet handelt.

Das Diagramm der Abb. 4 zeigt schließlich sehr schön die positive Korrelation zwischen dem R_W -Wert und der am tiefsten Punkte des Kurventeils gelegenen zugehörigen minimalen Weckschwelle R_S^{\min} , die in beiden Fällen um 100 mA größer ist als der R_W -Wert.

Das Diagramm zeugt ferner von der Einflußlosigkeit des R_W -Wertes auf die Größe von R_S^{\max} und es enthält ein weiteres Beispiel für die oben erwähnte Erscheinung, daß die Wachschwelle des jüngeren Kindes ($R_W^{II} = 200$ mA) größer sein kann als die minimale Weckschwelle des älteren ($R_S^{I \min} = 150$ mA, 5 St. nach Schlafbeginn).

II. Anwendung der Schlaftiefenzahl auf nichtsinnphysiologische Daten

Die Schlaftiefenzahl kann in der allgemeinen Fassung der Gleichungen (4), (4 a) oder (5 a) auch zur Berechnung der Schlaftiefe nichtsinnphysiologischer Zentra, bei denen also die Weckreizmethode nicht in Betracht kommt, angewandt werden. Beispiele hierfür, bei denen bereits auswertbares Zahlenmaterial vorliegt, sind das Atemzentrum und das Automatiezentrum des Herzens.

1. Die Schlaftiefe des Atemzentrums

Für das Atemzentrum können Schlaftiefenzahlen auf mehreren, voneinander unabhängigen Wegen berechnet werden. Es ist nicht uninteressant, diese Werte einerseits hinsichtlich ihrer Übereinstimmung untereinander, andererseits mit den Schlaftiefenzahlen der Sinneszentra zu vergleichen.

a) Ein Prinzip zur direkten Bestimmung der respiratorischen Erregbarkeit des Atemzentrums durch den CO_2 -Reiz ist von *Cohnstein* und *Zuntz* angegeben worden. Man ermittelt dabei die Zunahme der Lungenventi-

lation bei experimenteller Erhöhung des CO_2 -Gehaltes der Inspirations- und damit auch der Exspirations- und Alveolarluft. Bei Berechnung der Erregbarkeit nach diesem Verfahren kann die Erhöhung des alveolaren CO_2 -Druckes, auf den es ja ankommt, entweder auf den alveolaren CO_2 -Druck bei Einatmung der praktisch CO_2 -freien atmosphärischen Luft (Hasselbalch und Lindhard) oder auf den alveolaren CO_2 -Druck des „Apnoepunktes“ (Lindhard) bezogen werden. Letztere Berechnungsart ist theoretisch richtiger, da ja die Differenz zwischen dem aktuellen alveolaren CO_2 -Druck und demjenigen des Apnoepunktes den eigentlichen Reiz für das Atemzentrum abgibt. Leider kann der Apnoepunkt nur wenig genau durch Extrapolation bestimmt werden.

Bezeichnet man das respiratorische Minutenvolum mit V , seine Zunahme durch den künstlichen CO_2 -Reiz mit ΔV , die Zunahme des alveolaren CO_2 -Druckes gegenüber dem Apnoepunkt mit

$$\Delta p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}} = p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}} - p_{\text{CO}_2, \text{Ap}}^{\text{alv}},$$

so ist die respiratorische Erregbarkeit im Wachen:

$$E_{\text{W}}^{\text{resp}} = \left(\frac{\Delta V}{\Delta p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}}} \right)_{\text{W}}$$

und die ihr gegenüber herabgesetzte respiratorische Erregbarkeit im Schläfe:

$$E_{\text{S}}^{\text{resp}} = \left(\frac{\Delta V}{\Delta p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}}} \right)_{\text{S}}$$

Für die respiratorische Schlaftiefe des Atemzentrums ergibt sich dann nach Gl. (4 a):

$$T_{\text{S}}^{\text{resp}} = \frac{\left(\frac{\Delta V}{\Delta p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}}} \right)_{\text{W}}}{\left(\frac{\Delta V}{\Delta p_{\text{CO}_2}^{\text{alv}}} \right)_{\text{S}}} - 1. \quad (12a)$$

b) Da der alveolare CO_2 -Druck des Apnoepunktes $p_{\text{CO}_2, \text{Ap}}^{\text{alv}}$ die Reizschwelle des Atemzentrums vorstellt, kann dessen Erregbarkeit auch als reziproker Wert des Apnoe- CO_2 -Partiardruckes, d. h. als der Ausdruck:

$$E^{\text{resp}} = \frac{1}{p_{\text{CO}_2, \text{Ap}}^{\text{alv}}}$$

definiert werden. Hat der Apnoepunkt im Wachen den Wert $(p_{\text{CO}_2, \text{Ap}}^{\text{alv}})_{\text{W}}$ und im Schläfe den höher gelegenen Wert $(p_{\text{CO}_2, \text{Ap}}^{\text{alv}})_{\text{S}}$, so ergibt sich für die Schlaf tiefenzahl, wiederum nach Gl. (4 a) die Beziehung:

$$T_S^{resp} = \frac{(p_{CO_2, Ap}^{alv})_S}{(p_{CO_2, Ap}^{alv})_W} - 1. \quad (12b)$$

c) In erster Annäherung kann auch zwischen dem aktuellen Wert des alveolaren CO_2 -Druckes und der jeweiligen Erregbarkeit des Atemzentrums die Beziehung umgekehrter Proportionalität angenommen werden. Für die Schlaf tiefe nzahl erhält man dann die den Apnoepunkt nicht berücksichtigende, also theoretisch nicht ganz richtige, aber praktisch brauchbare Beziehung:

$$T_S^{resp} = \frac{(p_{CO_2}^{alv})_S}{(p_{CO_2}^{alv})_W} - 1. \quad (12c)$$

d) Es ist sehr naheliegend, nicht nur die Ä n d e r u n g der Atemleistung in Abhängigkeit von der Änderung des Kohlensäuredruckes, sondern einfach die Atemleistung, das Minutenvolum selbst, als Maß der respiratorischen Erregbarkeit anzusehen, da ja die Atemleistung der Erregung des Atemzentrums, die Erregung wiederum der Erregbarkeit irgendwie entsprechen, wenn auch nicht gerade „direkt proportional“ sein muß. Hat das Minutenvolumen im Wachen den Wert V_W , im Schlafe den Wert V_S , so ergibt diese Überlegung für die respiratorische Schlaf tiefe als Näherungsformel den Ausdruck:

$$T_S^{resp} = \frac{V_W}{V_S} - 1. \quad (12d)$$

e) Da schließlich auch zwischen der Atemfrequenz ν und der respiratorischen Erregbarkeit eine stark positive Korrelation bestehen muß, kann man für die respiratorische Schlaf tiefe versuchsweise einen Ausdruck aufstellen, der nur die Atemfrequenzen im Wachen ν_W und im Schlafe ν_S enthält. Dieser Ausdruck lautet dann:

$$T_S^{resp} = \frac{\nu_W}{\nu_S} - 1. \quad (12e)$$

Die Ergebnisse der rechnerischen Auswertung des hauptsächlichsten auf dem Gebiete der Atmungsphysiologie für uns in Betracht kommenden Materials an Hand der vorstehend aufgeführten Formelausdrücke sind in der Tabelle 8 zusammengestellt.

Aus der ersten Vertikalspalte ist der zur Berechnung der Schlaf tiefe nzahl verwendete Ausdruck, aus der zweiten die Zahl n der ausgewerteten Einzelversuche ersichtlich. Die dritte Vertikalspalte enthält in den meisten Fällen die arithmetischen Mittelwerte $\mu(T_S^{resp})$ der Schlaf tiefe nzahlen aus den angegebenen n Einzelversuchen, in drei Fällen — bei $n = 1$ — die Einzelwerte selbst. Falls bei den ausgewerteten Versuchen mehrere Einzelmessungen während des glei-

chen Versuches vorlagen, wurde zur Berechnung der Schlaftiefenzahl der größte Wert herangezogen. Eine gewisse Willkür ist bei der Auswahl eines so verschiedenartig zustande gekommenen Materials, wie es die Tabelle 8 enthält, unvermeidlich.

Tabelle 8

Schlaf-tiefenzahl berechnet nach Formel	<i>n</i>	T_S^{resp} bzw. $\mu (T_S^{resp})$	Literatur
(12 a)	1	0,282	Østergaard
	1	0,177	Østergaard
(12 b)	1	0,241	Østergaard
	2	0,103	Straub
	?	0,335	Leathes
	3	0,071	Baß u. Herr
(12 c)	8	0,171	Endres (1)
	6	0,126	Endres (2)
	1	0,104	Regelsberger
	2	0,136	Rabinowitsch
	2	0,255	Krausse
(12 d)	10	0,307	Gujer
(12 e)	10	0,299	Gujer

Das Verfahren von Cohnstein und Zuntz zur direkten Bestimmung der Erregbarkeit des Atemzentrums nach Gl. (12 a) wurde zu schlafphysiologischen Versuchen bisher anscheinend nur in einigen wenigen Versuchen von Østergaard angewandt. Die Steigerung des CO₂-Druckes der Alveolarluft $\Delta p_{CO_2}^{alv}$ hat dieser Autor nach dem Vorgang von Lindhard in theoretisch einwandfreier Weise auf die Reizschwelle des Atemzentrums, den Apnoepunkt, bezogen. Bei dem ersten der beiden angeführten Versuche ($T_S^{resp} = 0,282$) konnte im Schlafe eine Verschiebung des Apnoepunktes von 29 mm auf 36 mm alveolaren CO₂-Druckes nachgewiesen werden. Faßt man nach unserm Vorschlage den reziproken Wert des Apnoe-CO₂-Druckes als respiratorische Erregbarkeit auf, um daraus nach unserer Gl. (12 b) die Schlaftiefenzahl zu berechnen, so erhält man nach Tabelle 8 den Wert $T_S^{resp} = 0,241$, in befriedigender Übereinstimmung mit dem nach Gl. (12 a) berechneten Schlaftiefenwert. Leider ist dies der einzige nach dieser interessanten Beziehung auswertbare Versuch, da in dem zweiten Versuch Østergaards, der nach Gl. (12 a) den Wert $T_S^{resp} = 0,177$ liefert, keine Verschiebung des Apnoepunktes durch den Schlaf gefunden wurde.

Wie aus den folgenden 8 Horizontalspalten der Tabelle 8 hervorgeht, ist nach dem Vorgang von H. Straub besonders häufig und sorgfältig das Verhalten des alveolaren CO₂-Druckes im Schlafe — ohne Ermittlung des Apnoepunktes — untersucht worden. Von den angeführten Autoren arbeiteten Straub selbst, ferner Leathes und Endres mit der Originalmethode von Haldane und Priestley, bei der die letzten Anteile der Expirationsluft nach willkürlicher tiefer Ausatmung auf ihren CO₂-Gehalt analysiert werden. Die Expirationsluft kann nach diesem Verfahren also nicht während des Schlafes, sondern

nur kurz nach dem Erwachen untersucht werden. *Baß* u. *Herr* sowie *Rabinowitsch* bedienten sich der mit Atemventilen arbeitenden Methode von *Trendelenburg*, die keine willkürliche tiefe Expiration erfordert, da hier die Expirationsluft abgesogen wird; dieses Verfahren kann daher auch während des Schlafes angewendet werden. *Regelsberger* und sein Schüler *Krauß* endlich arbeiteten mit der durch vollständige Automatisierung des *Trendelenburgs*chen Verfahrens wesentlich vervollkommenen Methode von *Regelsberger*. Die Anwendung unserer Gl. (12 c) auf diese Daten liefert T_N^{resp} -Werte, deren befriedigende Übereinstimmung mit den theoretisch einwandfrei nach Gl. (12 a) und Gl. (12 b) berechneten Werten die Anwendung der Näherungsgleichung zu rechtfertigen scheint.

Die durch das Minutenvolum gekennzeichnete Atemleistung im Schlafe, die nach Gl. (12 d) zur Berechnung der Schlafstiefenzahl verwendet wurde, scheint bisher nur von *Gujer*, und zwar mit Hilfe des Pneumotachographen von *Fleisch* (1), untersucht worden zu sein. Die von *Gujer* mitgeteilte Zahl stellt einen Mittelwert aus 10 Versuchen vor, deren Einzelwerte nicht angegeben sind. Ebenso ist es mit den Angaben des gleichen Autors über das Verhalten der Atemfrequenz im Wachen und im Schlafe, die nach Gl. (12 e) zur Berechnung der Schlafstiefenzahl des Atemzentrums herangezogen wurde.

Bei einem Vergleich der Schlafstiefenzahlen der Tabelle 8 ist man geradezu überrascht von der Güte der Übereinstimmung, vor allem wenn man bedenkt, daß es sich hier um Werte handelt, die nach methodisch ganz verschiedenartigen Versuchen verschiedener Autoren an verschiedenen Versuchspersonen mit Hilfe verschiedener Formeln berechnet wurden. Schon ohne Anwendung statistischer Methoden ist hier ersichtlich, daß von einer signifikanten Differenz zwischen den Ergebnissen der fünf zur Berechnung der respiratorischen Schlafstiefe verwendeten Verfahren keine Rede sein kann, so daß auf die statistische Auswertung des Materials in diesem Falle verzichtet werden konnte. Die Zahlen bestätigen durchgehend die Auffassung *H. Straubs*: „Das Atemzentrum schläft“; aber seine Schlafstiefe ist, wie ein Blick auf die Tabelle 3 zeigt, sogar im Verhältnis zur Schlafstiefe der niederen Sinne sehr klein. Ist doch der größte Wert der Schlafstiefenzahl des Atemzentrums ($T_N^{resp} = 0,335$) rund zehnmal so klein wie der kleinste für den Schmerzsinne berechnete Mittelwert der Tabelle 3 ($\bar{T}_S = 3,4$). Dabei ist es nicht einmal unwahrscheinlich, daß die hier berechneten Werte der respiratorischen Schlafstiefe streng genommen etwas zu hoch sind, da die Herabsetzung der Erregbarkeit des Atemzentrums während der Nacht vielleicht nur zum Teil eine Folge des Schlafzustandes an sich, zum andern Teil aber wohl auf eine Dämpfung der Atemfunktion durch die nächtliche Tageszeit zurückzuführen ist. Hierfür spricht z. B. der sowohl von *H. Straub* wie von *Baß* und *Herr* erhobene Befund, daß der alveolare Kohlensäuredruck einen gewissen Anstieg schon in den späteren Abendstunden vor Eintritt des Schlafes erkennen läßt. Um diese Frage nach der „wirklichen Schlafstiefe“ des Atemzentrums zu entscheiden, müßten die zur Berechnung der Schlafstiefenzahlen dienenden experimentellen Daten einmal im Schlafe, sodann aber zur gleichen Tageszeit unmittelbar nach dem Erwachen bestimmt werden. Man würde dann wahrscheinlich Werte für die respiratorische Wach-Erregbar-

keit E_{II}^{resp} erhalten, die tiefer liegen als die unsern Berechnungen zugrunde liegenden, sich auf die Zeit vor Eintritt des Nachtschlafes beziehenden Daten. Soviel ich sehe, liegen Versuche dieser Art auf atemphysiologischem Gebiet bisher nicht vor.

2. Die Schlafentiefe des Herzens

In treffender Weise hat Förster den Wachzustand des Gehirns mit der Systole des Herzens als der Tätigkeitsphase, den Schlaf mit der Diastole als der Erholungsphase verglichen. Da die meisten Vergleiche mehr oder minder stark hinken, interessiert hier die Frage, wie weit dies für den Försterschen Vergleich zutrifft, in dem Sinne, daß die Erregbarkeit des Herzens nicht nur periodische Schwankungen im Rhythmus der eigenen Automatie aufweist, sondern außerdem während des Schlafes vom Gehirn aus einen hemmenden Einfluß erfährt.

Diese Frage ist weniger leicht zu beantworten, als man von vornherein annehmen möchte, da wir beim Herzen nicht in der Lage sind wie im Falle des Atemzentrums eine direkte Messung der Erregbarkeit im Wachen und im Schlafe auszuführen. Von den verschiedenen zur cardialen Erregbarkeit in Beziehung stehenden Größen dürfte wohl die Frequenz des Herzens noch am ehesten als ein praktisch verwertbares Erregbarkeitsmaß in Betracht kommen. Von ihr ist schon lange bekannt, daß sie — ebenso wie der Blutdruck — im Schlafe eine Herabsetzung erfährt.

Die Frage, welcher Anteil an diesen Veränderungen lediglich auf die nächtliche Tageszeit und welcher auf die Wirkung des Schlafes an sich entfällt, ist sehr sorgfältig von Grollman untersucht worden. Er bestimmte an drei Versuchspersonen die Herzfrequenz, den systolischen und diastolischen Blutdruck, das Herzminutenvolum, den Sauerstoffverbrauch und die arteriovenöse Differenz unter folgenden Bedingungen:

1. für den Wachzustand bei körperlicher Ruhe abends $1\frac{1}{2}$ Stunde vor dem Schlafengehen,
2. im Schlafe zu verschiedenen Nachtzeiten,
3. zu den gleichen Nachtzeiten auch für den Wachzustand, einige Minuten nach dem Erwachen.

Grollman kommt zu dem Ergebnis, daß zwar alle von ihm untersuchten Größen während der Nachtstunden ein beträchtliches Absinken gegenüber dem Tagesruhowert aufweisen, daß dieses aber nur im Falle der Herzfrequenz und auch hier nur zum Teil eine Folge des Schlafzustandes an sich sei, während bei den übrigen Größen lediglich ein hemmender Einfluß der nächtlichen Tageszeit vorliege.

Soviel ich sehe, sind in der gesamten schlafphysiologischen Literatur Grollmans Versuche die bisher einzigen, die es gestatten, für eine Organfunktion — hier für die Herztätigkeit — nicht nur die gewöhnliche Schlaftiefenzahl T_S , sondern darüber hinaus auch die wahre oder reine Schlaftiefenzahl $T_{S,r}$ und schließlich eine der Schlaftiefenzahl analog gebildete Maßzahl T_N für den Einfluß der Nachtzeit auf die Herzfunktion des wachenden Individuums zu berechnen.

a) Unter der Annahme direkter Proportionalität zwischen Herzfrequenz und -erregbarkeit erhält man — in Analogie zu der respiratorischen

Schlafstiefenzahl der Gl. (12 e) — die gewöhnliche oder spezielle cardiale Schlafstiefenzahl aus Gl. (4 a) als Zeitfunktion, wenn man die zu verschiedenen Nachtzeiten t während des Schlafes gemessenen Herzfrequenzen $\nu_S(t)$ dem als zeitlich invariant behandelten, vor Beginn des Nachtschlafes zur Zeit t_0 gemessenen Wachwert $\nu_{W,0}$ der Herzfrequenz gegenüberstellt. Man rechnet dann also nach der Beziehung:

$$T_S^{card} = \frac{\nu_{W,0}}{\nu_S(t)} - 1. \quad (13a)$$

Diese Zahl bringt in summarischer Weise die Auswirkungen sowohl des Schlafes an sich wie auch diejenige der nächtlichen Tageszeit auf die Herzfrequenz und damit auf die cardiale Erregbarkeit zum Ausdruck.

b) Man erhält die wahre, eigentliche oder reine, d. h. vom tageszeitlichen Einfluß freie cardiale Schlafstiefenzahl $T_{S,r}$ als Zeitfunktion, wenn man je zwei praktisch zu der gleichen Nachtzeit t gemessene Werte der Herzfrequenz, nämlich die cardiale nächtliche Wachfrequenz $\nu_W(t)$ und die cardiale Schlaffrequenz $\nu_S(t)$ in die nach Gl. (5 a) gebildete Formel:

$$T_{S,r}^{card} = \frac{\nu_W(t)}{\nu_S(t)} - 1 \quad (13b)$$

einsetzt.

c) Man erhält eine Maßzahl für den nicht schlafbedingten erregbarkeitsdämpfenden Einfluß der Nachtzeit, die Nachteffektzahl T_N als Zeitfunktion, wenn man den als Konstante aufgefaßten, zur Tageszeit t_0 gemessenen Tagesruhowert $\nu_{W,0}$ der cardialen Wachfrequenz und die zu verschiedenen Nachtzeiten gemessenen cardialen Wachfrequenz $\nu_{W,t}$ zueinander in Beziehung setzt, indem man die nach dem Schema der Schlafstiefenzahl Gl. (4 a) gebildete Formel:

$$T_N^{card} = \frac{\nu_{W,0}}{\nu_{W,t}} - 1 \quad (13c)$$

verwendet.

In Abb. 6 sind die Ergebnisse der nach vorstehenden Formeln vorgenommenen Auswertung eines ausführlich veröffentlichten Grollmanschen Versuches graphisch dargestellt.

Die Messung der als Konstante behandelten cardialen Wachfrequenz $\nu_{W,0}$ wurde $1/2$ St. vor dem Einschlafen zur Zeit $t_0 = 22$ Uhr vorgenommen. Etwa $1/2$ St. später war die Vp. eingeschlafen.

ad a) Die gewöhnliche cardiale Schlafstiefenzahl nach Gl. (13 a) erreicht um 3³⁰ Uhr, d. h. erst 5 St. nach Schlafbeginn, ihr Maximum $T_S^{card} = 0,4$. Diese Zahl ist nur wenig größer als der größte von uns berechnete Wert der gewöhnlichen respiratorischen Schlafstiefe $T_S^{resp} = 0,335$ (vgl. Tabelle 8).

ad b) Das Maximum der reinen cardialen Schlaf-tiefenzahl nach Gl. (13 b) ist mit dem Wert $T_{S,r}^{card} = 0,154$ wesentlich kleiner als das der gewöhnlichen Schlaf-tiefenzahl. Es wird schon 2 St. früher, um 1³⁰ Uhr nach nur dreistündigem Schlaf erreicht.

ad c) Der vom Schlaf unabhängige, nur durch die Nachtzeit bedingte cardiale Hemmungseffekt setzt erst um 23³⁰ Uhr, d. h. erst $\frac{1}{2}$ St. nach Schlafbeginn, ein. Die Nachteffektzahl erreicht ihr Maximum $T_N^{card} = 0,273$ um 5³⁰ Uhr, d. h. 6 St. nach Schlafbeginn, 3 St. nach dem Maximum der reinen Schlaf-tiefenzahl und 2 St. nach dem der gewöhnlichen Schlaf-tiefenzahl.

An diesen Daten ist recht auffallend, daß der rein nachtzeitliche Einfluß auf die Herzerregbarkeit wesentlich größer ist als der reine Einfluß

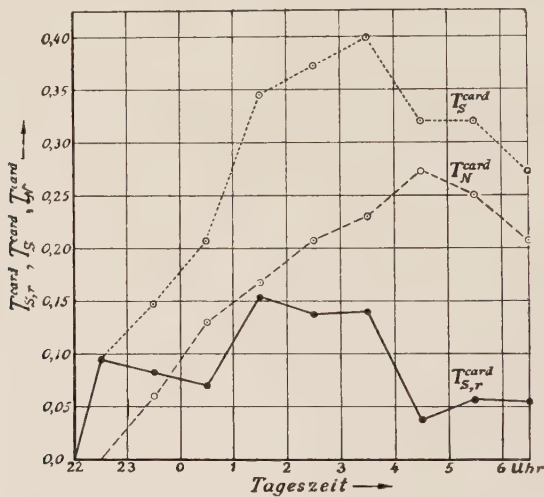


Abb. 6. Analyse der Einzelwirkungen des Schlafes und der Nachtzeit auf die cardiale Erregbarkeit: „reine“ cardiale Schlaf-tiefenzahl $T_{S,r}^{card}$, „gewöhnliche“ cardiale Schlaf-tiefenzahl T_S^{card} und cardiale Nachteffektzahl T_N^{card} als Funktion der Tageszeit (nach Versuchen von Grollman).

des Schlafes. Es erhebt sich die Frage, ob bei der Atmungsfunktion nicht ähnliche Verhältnisse vorliegen. Sie kann nur durch neue Versuche entschieden werden, die nach dem Vorbilde der Grollmanschen Herzversuche angestellt werden.

Sehr eigenartig ist auch, daß die Maxima aller drei Kurven soviel später gelegen sind, als das Maximum der sinnesphysiologischen Schlaf-tiefe, das ja bei „guten Schläfern“ meist schon etwa 1 St. nach Schlafbeginn erreicht wird.

Zusammenfassung

Seit *Kohlschütter* (1861) den Weck-Schwellenreiz oder die Weckschwelle $R_S(t)$ — diese Schreibweise soll andeuten, daß die Schwelle R im Schlafe S Funktion der Zeit t ist — als Maß der Schlaftiefe im Sinne einer direkten Proportionalität zwischen beiden Größen vorschlug, hat die Lehre von der Tiefe des Schlafes nur unwesentliche Fortschritte gemacht, sie ist insbesondere noch niemals zum Gegenstand eingehender theoretischer Überlegungen gemacht worden. Zwar hat es nicht an Versuchen gefehlt, durch Berücksichtigung der von *Kohlschütter* außer Acht gelassenen Wachschwelle R_W , d. h. des gewöhnlichen Schwellenreizes im Wachzustande, theoretisch richtigere Ausdrücke als Schlaftiefenmaß einzuführen; es sind dies die reduzierte Weckschwelle $D = \frac{R_S(t)}{R_W}$ nach *Mönninghoff* und *Piesbergen* (1883) und der Schlafschwellenzuwachs $\Delta R = R_S(t) - R_W$ nach *A. Czerny* (1892) sowie *Endres* und *W. v. Frey* (1930). Jedoch haben sich diese Vorschläge nicht durchsetzen können, so daß im allgemeinen auch heute noch *Kohlschütters* Weckschwelle als „das“ Schlaftiefenmaß angesehen wird.

In der vorliegenden Untersuchung wurde gezeigt, daß keiner der erwähnten Ausdrücke die an ein theoretisch einwandfreies und daher universell verwendbares Schlaftiefenmaß zu stellenden Anforderungen erfüllt. Als ein solches Maß kommt nur ein Ausdruck in Betracht, der folgenden drei Bedingungen genügt:

1. Das Schlaftiefenmaß muß — im Gegensatz zu den verwendeten Schwellenreizen — selbst physikalisch dimensionslos und damit unabhängig von den Dimensionen der verwendeten Reizart sein. Es soll auf Grund dieser Eigenschaft beispielsweise die Vergleichung von Schlaftiefenwerten verschiedener Sinnesgebiete oder auch auf ein- und demselben Sinnesgebiet die Vergleichung von Schlaftiefenwerten auf Grund von Weckreizversuchen mit verschiedenen Reizarten zulassen.

2. Das Schlaftiefenmaß muß für die Schlaftiefe des normalen Wachzustandes, d. h. für den Fall $R_S = R_W$, den Grenzwert Null annehmen.

3. Die Zählungseinheit des Schlaftiefenmaßes soll durch die unbenannte Zahl 1,0 dargestellt werden. Diese Forderung ist mit der Forderung der Dimensionslosigkeit nicht unbedingt identisch, da die Einheit dimensionsloser Größen auch so gewählt werden kann, daß sie von Null abweicht und deshalb eine besondere Benennung erfordert (Beispiel: Einheit $1/100 = 1$ Prozent).

Keiner der früher als Schlaftiefenmaß vorgeschlagenen Ausdrücke erfüllt alle drei Bedingungen gleichzeitig. Wohl aber gilt dies für einen neuen Ausdruck, der als die Schlaftiefenzahl T_S bezeichnet werde und in zwei Fassungen Anwendung finden kann. Seine Formulierung lautet in der speziell sinnesphysiologischen Fassung I:

$$T_S = \frac{R_S(t) - R_W}{R_W} = \frac{\Delta R(t)}{R_W}$$

$$= \frac{R_S(t)}{R_W} - 1.$$

Wenn man anstatt der Reizschwelle R ihren reziproken Wert, die Erregbarkeit $E = 1/R$ einführt, erhält man die allgemein-erregungsphysiologische Fassung II:

$$T_S = \frac{E_W - E_S(t)}{E_S(t)} = \frac{\Delta E(t)}{E(t)}$$

$$= \frac{E_W}{E_S(t)} - 1.$$

Die Wachschwelle R_W und die Wacherregbarkeit E_W werden im allgemeinen als zeitlich invariante Größen angesehen. Genau genommen muß jedoch damit gerechnet werden, daß auch sie bis zu einem gewissen Grade von der Tageszeit abhängig sind. Erforderlichenfalles muß dies zwecks Berechnung der eigentlichen, wahren oder wirklichen Schlaftiefenzahl berücksichtigt werden.

Die Leistungen der verschiedenen als Schlaftiefenmaß vorgeschlagenen Ausdrücke gegenüber den drei vorstehend aufgeführten Anforderungen sind aus der Tabelle 9 ersichtlich, wobei ein Pluszeichen die Erfüllung, ein Minuszeichen die Nichterfüllung der betreffenden Forderung durch die in chronologischer Reihenfolge aufgeführten Ausdrücke andeutet.

Tabelle 9

Schlaftiefenmaß	Anforderungen		
	1	2	3
	Dimensions- losigkeit	Grenzwert Null für Wachzustand	Unbenannte Zäh- lungseinheit = 1,0
R_S	—	—	—
ΔR	—	+	—
D	+	—	+
T_S	+	+	+

Die natürliche Einheit der Schlaftiefenzahl, $T_S = 1,0$, ist dadurch gegeben, daß die Weckschwelle R_S doppelt so groß ist wie die Wachschwelle R_W .

Negative Werte der Schlaftiefenzahl deuten einen — z. B. durch stimulierende Pharmaka bewirkten — gegenüber dem normalen Wachzustande

„übernormalen“ Zustand gesteigerter Erregbarkeit und Sinnesempfindlichkeit bzw. herabgesetzter Wachschwelle an. Für die negativen Werte existiert ein theoretischer Grenzwert $T_S = -1,0$ für $R_W = 0$.

Es läßt sich zeigen, daß die Schlaftiefenzahl nicht nur als eine der Schlaftiefe äquivalente oder proportionale Größe im Sinne Kohlschütters aufgefaßt zu werden braucht, daß vielmehr eine Gleichsetzung von Schlaftiefenzahl und Schlaftiefe statthaft ist. Diese Identifizierung beider Begriffe erlaubt an Hand der Formulierung der Schlaftiefenzahl erstmalig eine exakte Definition des bisher mehr gefühlsmäßig als naturwissenschaftlich erfaßten Schlaftiefenbegriffes. Diese Definition lautet unter Verwendung des Reizschwellenbegriffes:

I a) *Unter Schlaftiefe verstehen wir eine reine, d. h. physikalisch dimensionslose und unbenannte Zahl, welche für ein bestimmtes Individuum, ein bestimmtes Sinnesgebiet und einen bestimmten Zeitpunkt die durch den hemmenden Einfluß des Schlafes bewirkte Erhöhung der Reizschwelle gegenüber dem Wert der Wachschwelle in Vielfachen der Wachschwelle ausdrückt.*

I b) *... unbenannte Zahl, welche ... die durch den hemmenden Einfluß des Schlafes bewirkte, auf den Zahlenwert der Wachschwelle reduzierte Erhöhung der Reizschwelle gegenüber der Wachschwelle ausdrückt.*

Sie lautet unter Verwendung des Erregbarkeitsbegriffes:

II a) *... unbenannte Zahl, welche ... die durch die Enthemmung beim Erwachen bewirkte Erhöhung der Erregbarkeit gegenüber ihrem Wert im Schlafe in Vielfachen ihres Schlafwertes ausdrückt.*

II b) *... unbenannte Zahl, welche ... die durch die Enthemmung beim Erwachen bewirkte, auf die Erregbarkeit im Schlafe reduzierte Erregbarkeitssteigerung gegenüber der Erregbarkeit im Schlafe ausdrückt.*

In der Aufladungstheorie des Schlafes (Wöhlisch 1948) spielen zwei Reaktionsgeschwindigkeiten des Gehirnstoffwechsels eine bestimmende Rolle: die mit der Schlaftiefe variable Zerfallsgeschwindigkeit v_z und die im Wachzustand erreichte maximale Zerfallsgeschwindigkeit v_{zw} einer hypothetischen Speichersubstanz der Ganglienzelle. Setzt man diese Geschwindigkeiten gemäß den Vorstellungen der Theorie zu der Schlaftiefenzahl in Beziehung, so erhält man schließlich die Gleichung:

$$T_S = \frac{R_S - R_W}{R_W} = \frac{E_W - E_S}{E_S} = \frac{v_{zw} - v_z}{v_z},$$

die eine Verbindung herstellt zwischen den drei Gebieten der reinen Sinnesphysiologie, der allgemeinen Erregungsphysiologie und der Physiologie des Gehirnstoffwechsels.

Die Anwendung der speziell sinnesphysiologischen Fassung I der Schlaftiefenzahl auf das bisher vorliegende schlafphysiologische Versuchsmaterial ermöglicht die Bearbeitung folgender Fragestellungen:

1. Kann im Sinne der wohl allgemein verbreiteten Vorstellungen schlechthin von „der“ Schlaftiefe eines Individuums zu einem bestimmten Zeitpunkt gesprochen werden oder kommen den verschiedenen Sinnesgebieten spezifisch verschiedene Lagen der Schlaftiefenwerte zu? Wie unsere Untersuchung zeigt, existiert eine auch nur einigermaßen einheitliche Schlaftiefe nicht, da verschiedene Sinnesgebiete sich hinsichtlich ihrer Schlaftiefenlage, d. h. ihrer mittleren Schlaftiefe, beträchtlich voneinander unterscheiden können. Dies beweist ein Vergleich der Schlaftiefe des Gehörsinnes einerseits, der niederen Sinne — Druck- und Schmerzsinne — andererseits. Das arithmetische Mittel der mittleren Schlaftiefenzahl beträgt beim Gehör rund 7000, beim Drucksinn etwa 14, beim Schmerzsinne weniger als 10. Der Unterschied zwischen den Werten des Gehörs einerseits, der beiden niederen Sinne andererseits ist statistisch gesichert, für den Unterschied zwischen den Werten der beiden niederen Sinne trifft dies nicht zu.

2. Besteht ein Einfluß der Reizmethodik auf die Schlaftiefenzahl ein- und desselben Sinnesgebietes? Auf dem Gebiete des Schmerzsinnes existiert kein signifikanter Unterschied zwischen den Schlaftiefenwerten, die nach Versuchen mit elektrischer Reizung (*Czerny*) und denen, die nach Versuchen mit mechanischer Reizung (*Endres* und *W. v. Frey*) berechnet wurden.

3. Besteht ein Einfluß des Lebensalters auf die Schlaftiefenwerte? Bei der rechnerischen Auswertung des von *Czerny* an Kindern im Alter von einem Tag bis zu 6 Jahren erhaltenen Zahlenmaterials ergab sich eine beträchtliche Zunahme der Schlaftiefenzahl mit steigendem Lebensalter. Diese Erscheinung, die *Czerny* wegen des Fehlens eines universellen Schlaftiefenmaßes entgehen mußte, beruht auf einer altersbedingten Abnahme der Wachschwelle, nicht etwa auf einer Zunahme der Weckschwelle.

In ihrer allgemein-erregungsphysiologischen Fassung II konnte die Schlaftiefenzahl zur Prüfung der Frage nach dem Einfluß des Schlafes auf die Funktion der Atmung und des Herzens Anwendung finden.

Zur Berechnung der Schlaftiefenzahl des Atemzentrums wurden fünf verschiedene, mehr oder minder genaue Näherungsverfahren gefunden. Diese führen nach Daten einer größeren Zahl von Autoren in überraschender Übereinstimmung zu T_s -Werten, die zwischen rund 0,1 und 0,34, also weit unterhalb der Schlaftiefenwerte der niederen Sinne gelegen sind. Es ist nicht unwahrscheinlich, daß diese Zahlen insofern etwas zu hoch sind, als in ihnen außer dem eigentlichen Einfluß des Schlafes auch ein atmungsdämpfender Einfluß der nächtlichen Tageszeit zum Ausdruck kommt.

Auf herzphysiologischem Gebiet ergab sich bisher erstmalig die Möglichkeit, an Hand der Versuchsdaten von *Grollman* den

nur tageszeitlichen Einfluß von dem eigentlichen Einfluß des Schlafes zu trennen und zahlenmäßig zum Ausdruck zu bringen. Die „reine“ Schlaftiefenzahl liegt mit einem Maximalwert von etwa 0,15 erheblich unter der „gewöhnlichen“ Schlaftiefenzahl 0,4, die einen Interferenzeffekt von eigentlichem Schlaf und nächtlicher Tageszeit vorstellt.

Zusammenfassung

Als universelles, allen theoretischen Anforderungen entsprechendes Schlaftiefenmaß wird eine Schlaftiefenzahl vorgeschlagen, aus der sich eine exakte Definition des Schlaftiefenbegriffes ergibt. Das z. Zt. vorliegende experimentellschlafphysiologische Zahlenmaterial wird mit Hilfe der Schlaftiefenzahl quantitativ ausgewertet.

Summary

The author proposes a universal measure for the depth of sleep, sufficing all theoretical requirements. This measure finds its expression in a figure (the depth of sleep figure) and this figure permits an exact definition of the conception of the depth of sleep. The presently available results of experiments on the physiology of sleep are quantitatively evaluated by means of the above figure.

Résumé

On propose un «chiffre de profondeur du sommeil» duquel résultera une définition précise de cette notion de «profondeur du sommeil», comme mesure universelle de profondeur du sommeil, adapté à toutes les exigences de la théorie. Grâce à cette chiffre, on mettra quantitativement à profit les résultats des expériences dans le domaine de la physiologie du sommeil que nous possédons jusqu'à présent.

Schrifttum

Abderhalden, E., Lehrbuch der Physiologie. Berlin u. Wien 1944 — Bartlett, M. R., Amer. J. Psychol. **54** (1941): 109 — Baß, E. u. K. Herr, Zschr. Biol. **75** (1922): 279 — „Bayer“, Schlaf und Schlafmitteltherapie. I. G. Farbenindustrie A. G. Leverkusen a. Rh. — Boos, K. E., Inaug.-Diss. Würzburg 1934 — Cohnstein, I. u. N. Zuntz: Pflügers Arch. **42** (1888): 342 — Czerny, A., Jb. Kinderheilk. **33** (1892): 1 — Ebbecke, U., Hdb. d. norm. u. pathol. Physiol. **17**, Berlin 1926, S. 563 — Economo, C. v., Erg. Physiol. **28** (1929): 312 — Endres, G., (1) Biochem. Zschr. **132** (1922): 220 — ders., (2) Biochem. Zschr. **142** (1923): 59 — ders., (3) Verh. Phys.-Med. Ges. Würzburg, N. F. **54** (1930): 133 — Endres, G. u. W. v. Frey, Z. f. Biol. **90**, 70 (1930) — Exner, S., in: Hdb. d. Physiol. (Herausgeber L. Hermann), Leipzig 1879 (Bd. 2, II. Teil, S. 292) — Fechner, G. Th., Elemente d. Psychophysik. Leipzig 1860 (zweiter Teil, XV, S. 439) — Fleisch, A., (1) Pflügers Arch. **221** (1929): 378 — ders., (2) Hdw. d. Naturwiss. 2. Aufl. Jena 1933 (Bd. 8, S. 1051) — Förster ohne Literaturangabe zitiert bei Langlois, I.-P., „Le système nerveux“ in Dumas, G., Traité de Psychologie. Paris 1923 (Bd. I, S. 121) — Gebelein, H. u. H.-J. Heite, Statistische Urteilsbildung. Berlin, Göttingen, Heidelberg 1951 — Grollmann, A., Amer. J. Physiol. **95** (1930): 274 — Gujer, H., Pflügers Arch. **218** (1928): 698 — Haas, A., Kraepelin's psycholog. Arbeiten, Berlin 1925 8. Bd. S. 228 — Haldane, J. S. and J. G. Priestley, J. Physiol. **32** (1905): 225 — Hasselbalch, K. A. u. L. Lindhard, Skand. Arch. Physiol. **25** (1911): 361 — Hess, W. R., Klin. Wschr. **1933**: 129 — Hesse, E., Angewandte Pharmakologie, Berlin, München, Wien 1947 — Hosemann, H., Die Grundlagen der statist. Methoden für Mediziner und Biologen. Stuttgart 1949 — Kayser, Ch., J. physiol. **41** (1949): 1 A — Kleitman, N., (1) Physiol. Rev. **9** (1929): 624—665 — ders., (2) Sleep and Wakefulness. Chicago Press 1939 — Kochmann, M., in: Hdb.

exper. Pharmacol. Berlin 1936 (Erg. Werk Bd. 2) — *Kohlschütter, E.*, (1) Dissert. Leipzig 1862 — *ders.*, (2) Zschr. ration. Med. **17** (1863): 209 — *Krauß, H.*, Inaug.-Dissert., Erlangen 1935 — *Landois-Rosemann*, Physiologie des Menschen, München, Berlin 1950 26. Auflage) — *Leathes, I. B.*, Brit. med. Journal **2** (1919): 165 — *Lindhard, J.*, Arbeitsphysiologie **7** (1933): 72 — *Michelson, E.*, Dissertation Dorpat 1891 — *ders.*, Kraepelin's psycholog. Arbeiten, Leipzig 1897 (Bd. 2, S. 84) — *Mönninghoff, O.* und *F. Piesbergen*, Zschr. Biol. **19** (1883): 114 — *Morgan, Cl. T.*, Physiological Psychology, New York und London 1943 (S. 374) — *Müller, L. R.*, (1) Über den Schlaf. Berlin u. München 1939 — *ders.*, (2) Über den Schlaf. II. Auflage mit Beiträgen von E. Wöhlisch. Berlin u. München 1948 — *Mullin, F. J.*, *N. Kleitman* und *N. R. Cooperman*, J. exper. Psychol. **21** (1937): 88 — *Østergaard, T.*, Acta Physiol. Scand. **8** (1944): 1 — *Piéron, H.*, Le problème physiologique du sommeil, Paris 1913 — *Ploog, D.*, Fortschr. Neurol. **21** (1953): 16 — *Purkinje, J. E.*, in: Hdw. d. Physiologie (Herausgeber R. Wagner), Braunschweig 1846 (Bd. 3, 2. Abt., S. 412) — *Rabinowitsch, W.*, Zschr. exper. Med. **66** (1929): 284 — *Regelsberger, H.*, Zschr. klin. Med. **107** (1928): 674 — *Rosenbach, O.*, Zschr. klin. Med. **1** (1880): 358 — *Straub, H.*, Dtsch. Arch. klin. Med. **117** (1915): 397 — *Trendelenburg, W.*, Zschr. exper. Med. **14** (1921): 311 — *Trömner, E.*, Das Problem des Schlafes. Wiesbaden 1912 — *Tschermak, A.*, in: Hdb. d. Physiol. d. Menschen (Herausgeber W. Nagel), Braunschweig 1909 (Bd. 4, S. 52) — *Verworn, M.*, in: Hdw. d. Naturwiss. 1. Auflage, Jena 1913 (Bd. 8, S. 906) — *Vierordt, K.*, Zschr. Biol. **19** (1883): 101 — *Wiener, N.*, (1) Cybernetics — or control and communication in the Animal and the Machine. 1949 — *ders.*, (2) The Human Use of Human Beings. Deutsch: „Mensch und Menschenmaschine“. Frankfurt/Main u. Berlin 1952 — *Winterstein, E.*, Schlaf und Traum. Berlin 1932 und 2. Auflage Berlin 1953 — *Wöhlisch, E.*, (1) in: *L. R. Müller*, Über den Schlaf. Berlin, München 1948 — *ders.*, (2) Zschr. Biol. **103** (1949): 81 — *ders.*, (3) Schlaf und Erholung, in: Ermüdung. Beiheft des „Zentralblatt für Arbeitswissenschaft“ Lüneburg 1952 — *Wundt, W.*, Grundzüge d. physiolog. Psychologie. 5. Auflage, Leipzig 1903 (III. Bd.)

Aus dem Institut für animalische Physiologie, Frankfurt a. M.

Über den Mechanismus der Regulierung der Kontraktionsstärke beim glatten Muskel durch tetanische und quantitative (räumliche) Summation*

Von Kurt Greven

Mit 4 Abbildungen

Eingegangen am 22. Oktober 1953

Einleitung

Ausgangspunkt nachfolgender Untersuchungen war die Frage, wie der glatte Muskel die Stärke seiner Kontraktion regele. Zugrunde lagen die nun schon fast klassischen Arbeiten von *Bozler* (Zusammenfassung 1941, 1948) zur Mechanik und Elektrophysiologie der glatten Muskulatur. Aus ihnen ist ersichtlich, daß bei fortgeleiteten Kontraktionen der Eingeweidemuskeln von Vertebraten die an Hand der Aktionsströme elektrisch gemessene Erregungsgröße wahrscheinlich dem Alles-oder-Nichts-Gesetz folgt. Die Aktionsströme selber haben verschiedene Gestalt bei verschiedenen Muskeln. Spitzenpotentiale fehlen aber fast nie. Den *Bozlerschen* Arbeiten ist zu entnehmen, daß die Stärke der mechanischen Aktion geregelt werden kann 1. durch die Frequenz der Aktionsströme, in dem Sinne, daß im Aktionsstrombild Tetani auftreten, 2. dadurch, daß die mechanische Kontraktionsgröße u. U. aber auch keine Parallele im Aktionsstrombild zu haben braucht. *Bozler* (1946) zeigt eine Abbildung, wo der Aktionsstrom am Kaninchenduodenum fast gleichbleibende Form und Größe aufweist, während die Kontraktionshöhe stark schwankt, und u. U. eine Kontraktion sogar ausfällt. Der mechanische Ablauf des Geschehens kann also eine gewisse Unabhängigkeit von den Vorgängen an der Membran haben.

Soweit die Arbeiten von *Bozler*. Bei eigenen Untersuchungen (*Greven* 1953) fiel uns nun auf, daß man noch an ein weiteres Prinzip denken kann. Nämlich daran, daß der Ablauf der Erregung durch das Fasersyncytium hindurch keineswegs, wie üblicherweise beim Herzmuskel, alle Fasern ergreift, sondern daß auch auf kleinsten Raum ein Teil der Fasern

* Mit Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft. Herrn Prof. Dr. Richard *Wagner* zum 60. Geburtstag gewidmet.

abschnitt wird in einen etwa 1×2 cm großen Plexiglaskörper eingeklemmt. Der Andruck erfolgt durch zwei je 1 mm breite Plexiglasrippen gegen eine Korkunterlage (gestrichelt gezeichnet). Der Andruck soll dabei so erfolgen, daß eine gute Fixation gewährleistet ist, ohne daß der Darm geschädigt wird. Er wird durch zwei, hier der Übersicht halber nicht eingezeichnete, in den Körper eingesenkte Plexiglasschrauben gewährleistet. An den Darmenden auftretende Erregungswellen verlaufen also in das eingeklemmte Stück zwischen den Rippen ein. Der Abschnitt zwischen den Rippen selber beträgt 2 mm. Die gleich zu beschreibende mechanische Registrierung bezieht sich also auf diesen 2 mm breiten Ring.

Von einer Registrierung am ausgeschnittenen Ring wurde abgesehen, da 1. es wesentlich leichter ist, einen größeren Darmabschnitt zu rhythmischen Spontankontraktionen anzuregen, als einen so schmalen Ring, 2. wie bereits in der vorausgehenden Arbeit eingehender dargelegt, bei der hier verwandten monopolaren Abnahme der Aktionsströme zweckmäßigerweise die Oberfläche eines möglichst großen Darmabschnitts als Gegenelektrode dienlich ist.

Die mechanische Registrierung erfolgt sodann mittels einer feinen Serrefine, die in das 2 mm breite Band eingeklemmt wird und zwar so, daß dieselbe unter Schonung der Muskularis möglichst nur die Serosa erfaßt. Die Serrefine ist durch einen Glasfaden mit einem leichten Glashebel verbunden, auf dessen Gegenseite sich ein kleiner Schirm aus Metallfolie befindet. Diese Gegenseite wird außerdem durch leichte Glasgewichte so belastet, daß der Darm an der Serrefine leicht angezogen wird. Bei Kontraktion wird entsprechend an dem Hebel gezogen. Registrierung der Bewegungen des 2 mm breiten Darmabschnitts photoelektrisch durch Abbildung des Schirmschattens auf die Kathode eines Sekundärelektronenvervielfachers.

Die Registrierung der Aktionsströme entspricht völlig der in der vorigen Arbeit verwandten und dort eingehender beschriebenen Methode. Eine biegsame Glaskapillarelektrode mit Spitzendurchmesser von $5-10 \mu$ wird in die Muskularis in die Nähe der Angriffsstelle der Serrefine gestochen. Die Gegenelektrode liegt im Bad an Erde. Aufzeichnung der anfallenden Potentiale über das Gitter einer Elektrometerröhre, CW-Verstärker (anstelle des in der vorigen Arbeit verwandten Gleichstromverstärkers) und Oscillographenschleife. Die Größe der Potentiale ist dann abhängig von der Entfernung der jeweils erregten Faserkomplexe von der Elektroden spitze und der Anzahl der von der Erregung ergriffenen Fasern. Die Anordnung macht es verständlich, daß die registrierten Aktionspotentiale bei der langsamen Ausbreitung der Erregung der mechanischen Aktion keineswegs der Latenzzeit entsprechend vorseilen, sondern die mechanische Aktion, als den ganzen 2 mm breiten Komplex umfassend, sogar früher einsetzen kann.

Als Badflüssigkeit diente eine *Fleischsche* Lösung nach den Angaben von *Czok* und *Kreienberg*. Temperatureinstellung auf 38°C durch Thermostat. Durchgasung mit einem Gemisch von 95 % O_2 und 5 % CO_2 . Pufferung durch Natriumphosphate bei der Durchgasung auf $\text{ph} = 7,3$.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt zunächst die Resultate von vier annähernd gleich großen Kontraktionen. Auffallend ist dabei, daß das Bild der zu jeder einzelnen Kontraktion gehörigen Aktionsströme völlig verschieden ist. Bei der letzten Kontraktion fehlen Aktionsströme überhaupt. Wir haben hier das umgekehrte Bild der von *Bozler* (1946) belegten Tatsache vor uns, nämlich, daß bei der Art der hier verwandten Ableitung Kontraktionen ohne Aktionsstrom auftreten, während bei *Bozler* Aktionsströme von gleichbleibender Höhe ohne mechanische Aktion zu beobachten waren. Das Bild ist zugleich ein anschaulicher Beweis für die von *Bozler* oft hervorgehobene Tatsache, wie schwierig es ist, beim glatten Muskel mechanische und elektrische Aktion zueinander in Beziehung zu setzen. In unserem Falle sind die elektrischen Ableitbedingungen in Betracht zu ziehen. Wenn das Aktionsstrombild auch im Falle fast gleich hoher Kontraktionen einen

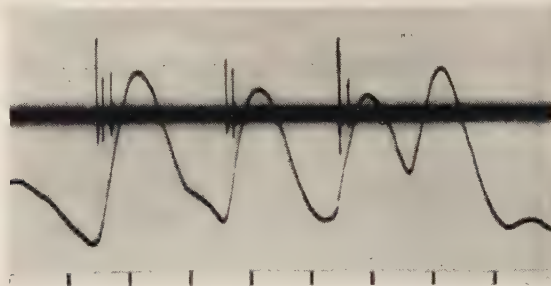


Abb. 2. Rhythmische Spontankontraktionen und Aktionspotentiale vom Meerschweinchendünndarm mit der Apparatur nach Abb. 1 registriert. Zeitskala 2 sec.

völlig verschiedenen Anblick bietet, so bedeutet das nichts anderes, als daß die erregten Faserkomplexe bei jeder Kontraktion in verschiedener Entfernung von der Nadelspitze gelegen haben, oder auch, daß die erregten Komplexe bei gleicher Entfernung von der Nadelspitze verschieden große Fasergruppen betreffen. Im Falle der vierten Kontraktion hätte die Erregung die Nadelspitze in weitem Umkreis umgangen. Einen Anhalt, daß die Erregung selber in Bezug auf die Einzelfaser oder auf kleinere Faserkomplexe dem Alles-oder-Nichts-Gesetz folgt, haben wir bei der vorliegenden Abbildung nur darin, daß je ein Spitzenpotential der ersten und dritten Kontraktion die gleiche Höhe haben.

Die vorgetragene Auffassung findet noch eine bessere Bestätigung durch Abbildung 3, die einen größeren Zeitabschnitt umfaßt. Der Ablauf wird eingeleitet durch eine relativ hohe Kontraktion in Verbindung mit vier deutlich ausgeprägten Spitzenpotentialen. Bei den nachfolgenden schwachen Kontraktionen ist während eines längeren Zeitabschnitts nur ein kleines Spitzenpotential sichtbar, d. h. in unserer Interpretation wieder: Die Erregungen haben bei diesen schwachen Kontraktionen die Nadelspitze in weitem Umkreis umgangen. Das stimmt mit unserer in der Einleitung vorgetragenen Auffassung überein, daß für die Höhe der mecha-

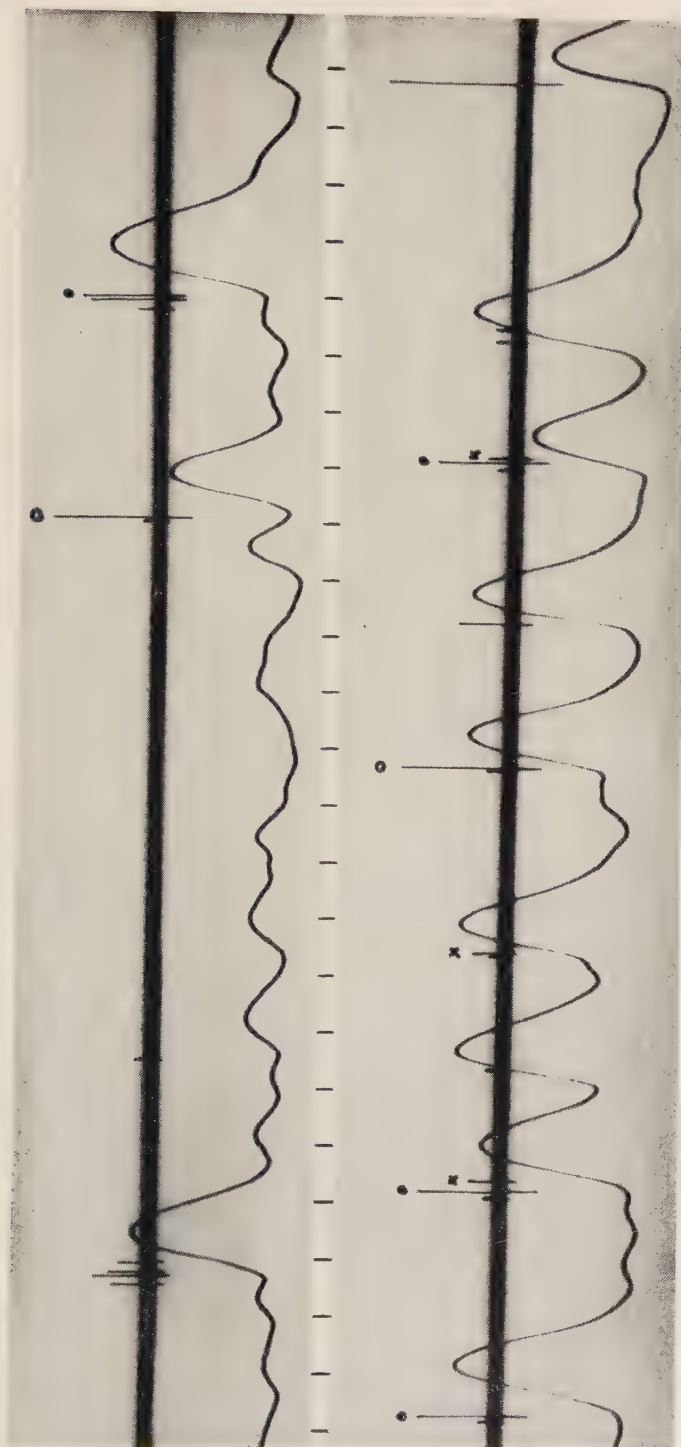


Abb. 3. Rhythmische Spontankontraktionen und Aktionspotentiale vom Meerschweinchenfundus. Untere Kurve Fortsetzung der oberen. In der Mitte Zeitskala 2 sec. Gleich hohe Aktionspotentiale durch \circ , \bullet oder \times markiert.

nischen Kontraktion die Summe der jeweils erregten Fasern maßgebend ist. Läuft die Erregung auf verschiedenen Bahnen durch das Syncytium, wobei ganze Faserkomplexe von der Erregung verschont bleiben können, so hängt es gerade bei schwachen Kontraktionen vom Zufall ab, ob auch gelegentlich Faserkomplexe in Nadelnähe von der Erregung ergriffen werden. Bei den später folgenden, wiederum stärkeren Kontraktionen ist das Bild der Aktionsströme, obwohl des öfteren mechanische Kontraktionen von fast gleicher Höhe auftreten, untereinander stark verschieden. Die Erklärung für dieses Verhalten wurde bei Abbildung 2 gegeben. Besondere Beachtung gerade in diesem Zusammenhang verdienen vielleicht die vorletzte und letzte Kontraktion. Erstere wird durch zwei Spitzenpotentiale geringer Höhe, die aber unter sich gleich sind, eingeleitet. Hier handelt es sich also um eine Erregung tetanischer Art, gleich große Faserkomplexe in gleicher Entfernung von der Nadel betreffend. Anders dagegen bei der letzten Kontraktion. Der Aktionsstrom beschränkt sich auf ein einziges Spitzenpotential, das relativ hoch ist. Die Erregung ist nur einmal dicht unter der Nadel vorübergelaufen oder hat nur einmal einen großen Faserkomplex in Nadelnähe betroffen.

Überdies geht aus Abbildung 3 die Gültigkeit des Alles-oder-Nichts-Gesetzes für die Einzelfaser oder für den einzelnen Faserkomplex deutlich hervor. Immer wieder tauchen Spitzenpotentiale von gleicher Höhe bei im einzelnen völlig verschiedenen Aktionsstrombildern auf. Mehrere sind der Verdeutlichung halber besonders markiert (s. Legende zu Abb. 3). Außer diesen besonders hervorgehobenen finden sich noch weitere kleinere, von ebenfalls jeweils gleicher Höhe.

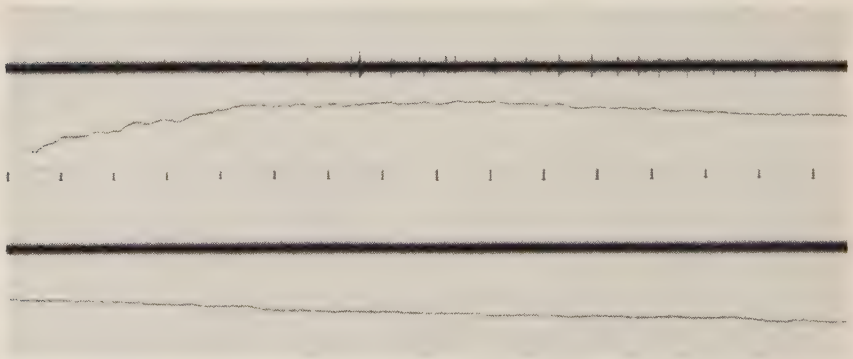


Abb. 4. Langsamer Verlauf einer Kontraktion am Meerschweinchendünndarm nach Zusatz von Pilocarpin (Konz 10^{-7}) zum Bad bei gleichzeitiger Registrierung der Aktionsströme. Untere Kurve Fortsetzung der oberen. In der Mitte Zeitskala 2 sec. Pilocarpinzusatz etwa 5 sec vor Beginn der oberen Kurve.

In Abbildung 4 ist noch der Ablauf einer Kontraktion langsamer Art auf Pilocarpinzugabe zum Bad zu sehen. Auf dieses Pharmakon hin schnürt sich der Darm perlschnurartig ein, wobei die Kontraktionsringe sehr langsam vorrücken können. Der ganze Vorgang gleicht äußerlich

fast einer stehenden Kontraktur. Während der Ascendenten erfolgt der Einsatz der Aktionspotentiale nur zögernd. Nur wenige Erregungen laufen in Nadelnähe ein. Auf dem Höhepunkt der Kontraktion sehen wir dagegen salvenähnliche Entladungen: Es werden immer mehr Elemente in Nadelnähe von der Erregung ergriffen. Die Descendente ist aktionsstromfrei.

Die Stärke der registrierten und hier abgebildeten Spannungsveränderungen (Abb. 2—4) umfaßt einen Bereich bis zu 2,5 mV. Es kann daher ausgeschlossen werden, daß die Potentiale den in der Muskelwandung gelegenen nervösen Elementen entstammen. Die breite Grundlinie stellt keinen Störspiegel dar, sondern ist durch Überbelichtung entstanden, die notwendig war, um bei der relativ gerafften Zeitschreibung die feinen Spitzenpotentiale zur Darstellung gelangen zu lassen.

Besprechung der Ergebnisse

Durch die vorgelegten Abbildungen glauben wir deutlich demonstriert zu haben, daß die in der vorigen Arbeit angedeutete und hier als Behauptung ausgesprochene Ansicht, daß nämlich der glatte Muskel die Höhe seiner mechanischen Kontraktionen bei Einhaltung des Alles-oder-Nichts-Gesetzes für die Einzelfaser oder den einzelnen Faserkomplex durch räumliche, quantitative Summation, wobei die Summe der jeweils errögten Fasern für die Größe der Kontraktion maßgebend ist, regulieren kann. Denn, wenn schon bei den einzelnen Kontraktionen jeweils verschiedene Faserkomplexe von der Erregung ergriffen werden, so muß es unter anderm darauf ankommen, wieviele von diesen an der Erregung beteiligt sind.

Dabei bleiben selbstverständlich die eingangs dargelegten, auf Grund der *Bozlerschen* Arbeiten vermutbaren Prinzipien der Regulierung der Kontraktionsgröße von den hier niedergelegten Ansichten unberührt. Im Gegenteil glauben wir gerade auf Grund der Abbildung 4, ebenso wie des Aktionsstrombildes der vorletzten Kontraktion der Abbildung 3 deutlich nachweisen zu können, wie auch der glatte Muskel tetanisch erregt werden kann. Beim Meerschweinchenureter (s. die Abbildungen der eigenen vorausgehenden Arbeit sowie *Bozler* 1942) scheint dieses Prinzip sogar das vorherrschende zu sein. Überdies muß unbedingt betont werden, daß das hier besonders demonstrierte Prinzip einer räumlichen Summation keineswegs bei allen glatten Muskeln verwirklicht zu sein braucht. Es handelt sich bei den vorgelegten Ergebnissen um nichts anderes, als daß dem glatten Muskel an Hand eines Beispiels diese Möglichkeit einer räumlichen Summation zugestanden wird. Ob bei allen glatten Muskeln davon Gebrauch gemacht wird, ist eine andere Sache. Am Meerschweinchendünndarm fiel der Nachweis, mittels der verwandten Ableitungsmethoden eine räumliche Dissoziation der Erregungsleitung nachzuweisen, besonders leicht, weil hier fast reine Spitzenpotentiale als Aktionsströme auftreten.

Es muß noch etwas anderes zur Sprache kommen. Man könnte geltend machen, daß es ganz selbstverständlich ist, wenn bei einem Teil eines glatten Muskels die Größe der Kontraktion durch die Summe der an der

Erregung beteiligten Faser reguliert wird, insofern es sich hier um die Übertragung dessen auf einen Teil des Muskels handelt, was beim ganzen muskulösen Organ schon bei makroskopischer Beobachtung sichtbar wird. Erregungswellen im glatten Muskel können offensichtlich „versanden“, d. h. die Erregungswelle stirbt langsam ab, und unter den einfachsten Versuchsbedingungen kann beobachtet werden, wie entsprechend dem Anteil des Muskels, der von der Erregung ergriffen wird, die Kontraktionsgröße reguliert wird. Allein bei den hier zu Debatte stehenden Ausführungen handelt es sich um eine Dissoziation der Erregung auf kleinstem Raum! Die Erregung bezieht eben nicht alle in ihrem Bereich gelegenen Fasern ein und stirbt dann an einer makroskopisch bestimmten Grenze ab, wenn sie meinetwegen auf eine größere Region mit gehobener Reizschwelle trifft. Sie bahnt sich offensichtlich, wenn man das so ausdrücken soll, fingerförmig ihren Weg durch das Syncytium, einmal mehr, einmal weniger Fasern ergreifend. Wäre dem nicht so, d. h. stoppte die Erregung an einer makroskopisch bestimmten Grenze und würden bis zu dieser alle Fasern von der Erregung ergriffen, so müßten die vorgelegten Aktionsstrombilder einen anderen Aspekt bieten. Die zu einer Kontraktion gehörigen Aktionsströme müßten bei Einlaufen einer Erregung in Nadelnähe gleich hoch sein, wenn tetanische Erregung vorherrschte. Bei Einzelerregung träte nur jedesmal ein einziges Spitzenpotential auf, dessen Höhe wiederum davon abhängig wäre, in welcher Entfernung die Erregung von der Nadelspitze zum Stillstand gekommen wäre.

Wir möchten in diesem Zusammenhang noch einmal insbesondere auf Abbildung 5 der vorausgehenden Arbeit (Greven 1953) hinweisen, die unserer Ansicht nach besonders gut im Schirmbild die zeitliche Dissoziation eines Spitzenpotentials am Meerschweinchendünndarm demonstriert. Auf Grund der übrigen damals gegebenen Befunde schien es uns klar, daß diese zeitliche Dissoziation Hand in Hand mit einer räumlichen einhergehen müsse. Trotz der vorhandenen anatomischen Analogie des glatten Muskels zum Herzmuskel als Fasersyncytium kann daher der Ablauf der Erregung in beiden Muskeltypen unter physiologischen Bedingungen völlig verschieden sein: Beim Herzen alle, beim glatten Muskel alternierend nur einen Teil der Fasern erfassend. Es ist unwahrscheinlich, daß dieses auffallende Bild einer zeitlichen und räumlichen Dissoziation des Erregungsablaufs, wie wir es hier beim glatten Muskel demonstriert haben, etwa durch den Artefakt des Nadeleinstichs verursacht wird. Wie in der vorausgehenden Arbeit betont, erlebt man bei gleichem experimentellen Vorgehen am Herzmuskel keine Dissoziation der Erregungsleitung.

Zum Schluß sei noch erwähnt, daß unter Berücksichtigung aller Umstände natürlich bei „maximalen“ mechanischen Kontraktionen die Aktionsstrombilder bei den einzelnen Verkürzungen keine Verschiedenheit untereinander aufweisen dürften, da nunmehr alle Fasern von der Erregung ergriffen werden. Wir haben keine „maximalen“ Kontraktionen verwerten können, da die mechanischen Artefakte für die Aktionspotentiale dann bei der verwandten Art der Ableitung zu groß werden.

Zusammenfassung

Untersucht wird die mechanische Tätigkeit von 2 mm breiten Ringen des Meerschweinchendünndarms, wobei zugleich innerhalb dieses Faserkomplexes die Aktionspotentiale mit Glaskapillarelektroden monopolar abgenommen werden. Bei rhythmischer Aktivität kehren gleich hohe Potentiale verschiedener Größe alternierend in verschiedenen Zeitabständen immer wieder. Das Alles-oder-Nichts-Gesetz gilt für die elektrisch gemessene Erregungsgröße des einzelnen kleineren Faserkomplexes. Trotzdem kann bei gleich großen mechanischen Kontraktionen das Bild der Aktionsstromserien durchaus verschieden sein. Bei schwachen Kontraktionen gelangt überhaupt nur selten ein Aktionsstrom zur Darstellung. Die Ergebnisse können nur so gedeutet werden, daß neben tetanischer auch quantitative räumliche Summation über die verschiedenen Faserbereiche auf kleinstem Raum eintritt, um die mechanische Kontraktionsgröße zu regeln.

Summary

In investigations of the small intestine of the guinea pig, the author proved that, provided the validity of the all or none law for the individual fiber, the strength of the mechanical contraction of the entire muscle is regulated by tetanic and quantitative spatial summation.

Résumé

Des examens de l'intestin grêle des cobayes ont prouvé, la loi du tout ou du rien pour la fibre individuelle étant supposée valable, que la force mécanique de contraction du muscle entier est réglée par sommation spatiale tétanique et quantitative.

Schrifttum

Bozler, E., Biological Symposia 3 (1941): 95 — Bozler, E., Amer. J. Physiol. 136 (1942): 553 — Bozler, E., Amer. J. Physiol. 146 (1946): 496 — Bozler, E., Experimentia 4 (1948): 213 — Czok, G. u. W. Kreienberg, Zschr. Biol. 104 (1951): 409 — Greven, K., Zschr. Biol. 106 (1953): 1

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg

Stromvolumpulse der herznahen Venen bei verschiedenen Kreislaufzuständen*

*Von Nils Johan Nilsson und Kurt Kramer ***

Mit 6 Abbildungen

Eingegangen am 2. November 1953

Über Messungen des Blutstromes in den zentralen Venen in Beziehung zum Herzzyklus liegen, bis auf einige Beobachtungen von *Wiggers* und Mitarbeitern^{1, 2} aus dem Jahre 1946, keine ausführlichen Mitteilungen vor.

Durch die Sichtbarmachung des Blutstromes mit Röntgenkontrastmitteln hat *Böhme*^{3, 4, 5} an Katzen zeigen können, daß während der Kammer-systole eine Beschleunigung des Cava-Stromes herzwärts stattfindet. Aus einem seiner Protokolle⁴ ließ sich die Strömungsgeschwindigkeit in Zentimetern pro Sekunde berechnen (Abb. 1).

Unsere Umzeichnung ergab, daß die Jodipin-Tropfen sowohl in der Systole wie in der Diastole beträchtliche Beschleunigungen erfuhren.

Böhmes Interesse galt dem kammersystolischen Anstieg des Venenstromes, da er der Meinung war, daß die Blutbewegung in den Hohlvenen vorwiegend monophasisch pulsierend ist, mit einem postsystolischen Stop, der fast über die gesamte Diastole anhält. Er glaubte, aus seinen Befunden ableiten zu können, daß die normale Herzsystole immer einen erheblichen Anteil an der Förderung des Venenblutes hat. Er übernahm die von anatomischer Seite entwickelten Vorstellungen über die Funktion der Ventilebenen-Bewegung und schloß aus seinen eigenen Versuchen, daß die anatomischen Vorstellungen vom systolischen Sog wohl begründet seien. Nur beim insuffizienten Herzen sollten kammerdiastolische Zunahmen der Venenströmung beobachtet werden.

Wir haben uns während der letzten Jahre bemüht, ein Verfahren zu entwickeln, das die Messung des Cava-Blutstromes am narkotisierten Hund zeit- und amplitudengetreu gestattet. Dies ist uns bisher nur am eröffneten Thorax gelungen, was die Allgemeingültigkeit unserer Beobachtungen begrenzt, auch wenn *Böhme* den systolischen Sog in unvermindertem Maße am eröffneten Thorax beobachtet hat. Wir werden im

* Mit Unterstützung der deutschen Forschungsgemeinschaft.

** Herrn Professor Dr. R. Wagner zum 60. Geburtstag.

Folgenden zeigen, daß die venöse Strömung in der Nähe des Herzens von einer Reihe hämodynamischer Größen abhängig ist, wobei der durch die Systole erfolgende Sog oft nur eine untergeordnete Rolle spielt.

Methodik

Aus verschiedenen Gründen haben wir uns entschlossen, die differentialmanometrische Messung der Strömung nach dem Venturi-Prinzip anzuwenden. Das Venturirohr war strömungstechnisch so gebaut, daß mit einem Minimum an Wirbeln zu rechnen war. Der Stauring zwischen den beiden Manometer-Ableitstellen wurde so schmal gewählt, daß der Radius nur um $\frac{1}{3}$ vermindert wurde. Erste Versuche mit Glasplattenmanometern hoher Empfindlichkeit, nach dem *Broemser*schen Prinzip konstruiert, ergaben sehr gute Resultate; aber die Registrierung der Lichtzeigeraus-schläge machte bei diesen Versuchen einige Schwierigkeiten, und wir sind darum später dazu übergegangen, die Druckdifferenzen elektrisch aufzunehmen. Dies wurde möglich durch die Zusammenarbeit mit den Atlaswerken-Bremen, die uns ein Differentialdruckelement nach dem Prinzip des Strain gauge entwickelt haben. Der die Frequenz begrenzende Faktor ist jetzt nicht mehr das Manometer, sondern das registrierende Galvanometer, das in unseren Versuchen eine Frequenz von 30 Herz aufwies. Da die gemessenen Druckdifferenzen nur wenige cm H₂O betragen, werden an die Meßanordnung große Anforderungen gestellt; es muß mit einem hohen Verstärkungsgrad gearbeitet werden. Die Eichung der Stromkurven wurde sowohl statisch wie dynamisch (*Broemser* ⁶ u. a.) vorgenommen und ergab eine quadratische Abhängigkeit der Druckdifferenz von der Strömungsgeschwindigkeit (Abb. 2).

Die Druckdifferenz ist bekanntlich sowohl linear wie quadratisch von der Größe des Blutstromes und außerdem von dessen Beschleunigung abhängig. Das Beschleunigungsglied $\frac{dc}{dt}$ scheint offenbar hier keine wesentliche Bedeutung zu haben.

Die Verwendung des Gerätes im Tierversuch geschah in folgender Weise: Nach Eröffnung des Thorax, peinlichster Blutstillung, bei künstlicher Beatmung des Tieres und nach erfolgter Gerinnungshemmung* wurde das Venturi-Röhrchen durch eine Schnittöffnung ins rechte Herzohr eingeführt. Nach Ligatur der Öffnung wurde das Röhrchen unter dauernder Führung von außen in die Cava inferior geleitet. Unmittelbar unterhalb der Einmündung in den rechten Vorhof wurde das Röhrchen durch Ligaturen fixiert, die Manometeröffnungen scharf durchstoßen und das Manometer mit Konus-Einsätzen eingeführt. Dadurch konnte eine starre Verbindung des Venturirohres mit dem Manometer erreicht werden. Dieses Verfahren wurde der Durchschneidung und Kanülierung der Cava ^{1, 2} vorgezogen, da auf diese Weise eine länger dauernde Unterbrechung des

* Zur Gerinnungshemmung wurde Sulfoxylanester der Firma Boehringer Söhne verwandt in Dosen von 0,15 cm³ pro kg. Für die Überlassung der Substanz sind wir der Firma zu Dank verpflichtet.

Cavastromes vermieden wurde. Zur Sichtbarmachung der zeitlichen Zusammenhänge wurde der Druck im rechten Vorhof bzw. Ventrikel und zeitweilig das Ekg mitgeschrieben. Außerdem wurde der arterielle Druck in der A. femoralis protokolliert.

Im ganzen verfügen wir über 13 gelungene und auswertbare Versuche an Hunden in Morphin-Chloralose-Narkose.

Ergebnisse

Das aus den Röntgenfilmuntersuchungen abgeleitete Strömungsbild (Abb. 1) mit zwei ungefähr gleich großen Amplituden wird in unseren Versuchen nur selten beobachtet. Im allgemeinen überwiegt ein Gipfel, und in extremen Fällen kann man entweder ausschließlich diastolische oder nur systolische Strompulse in der Cava finden.

Wir wollen im Folgenden diese Extreme zunächst betrachten, da sie uns Aufschluß über die komplizierten Mischformen geben können.

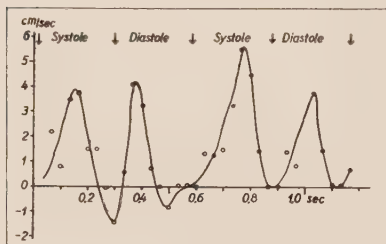


Abb. 1. Lineare Geschwindigkeit des Blutstromes in der oberen Hohlvene in Beziehung zum Herzzyklus (umgezeichnet nach Böhme⁴, Abb. 5).

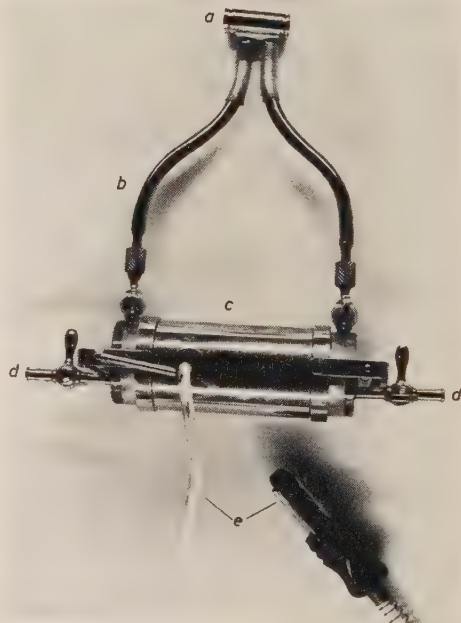
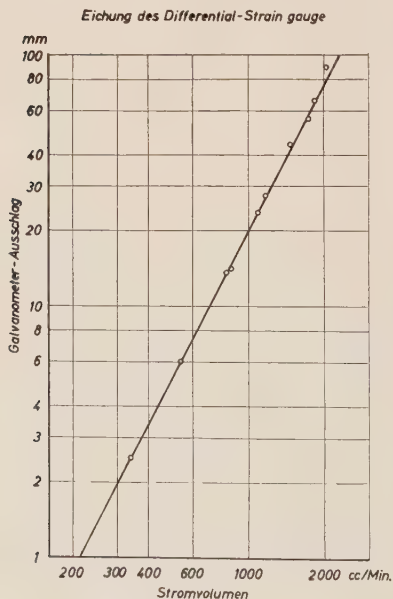


Abb. 2. Das Differential-Druckelement (rechts) und die dazugehörige Eichung (links). a = Venturi-Röhrchen. b = Metall-Verbindungsrohr, mit a durch starren Polyäthylenschlauch verbunden. c = Differential-Strain gauge. d = Hahn zur Nullpunktbestimmung und Durchspülung. e = Kabel und Stecker zum Verstärker.

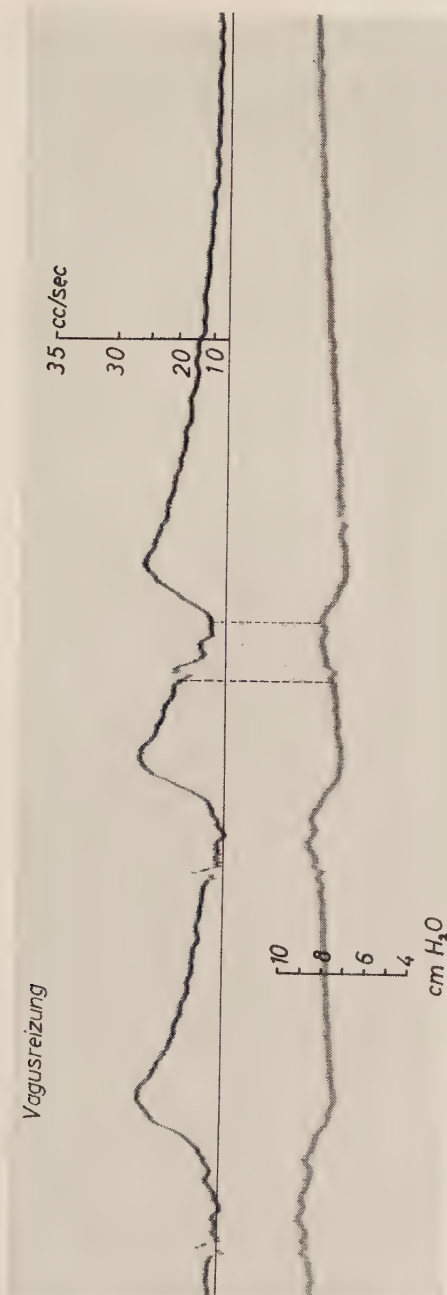


Abb. 3a—c. Veränderung der Stromkurvenform durch Vagusreizung. Oben Strömungskurve der Cava inf., unten Druck im rechten Vorhof. Zeitmarkierung $\frac{1}{10}$ Sek.

Abb. 3 b

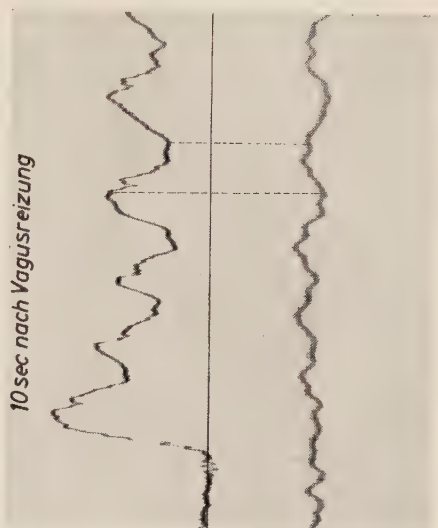


Abb. 3 a. Normalkurve; Strömungszunahme in Kammerystole und -diastole; starke Hemmung während Vorhofssystole.

Abb. 3 b. Voll ausgeprägte Vaguswirkung; systolische Hemmung, fast ausschließlich diastolischer Zufluß.

Abb. 3 c. Pulsfrequenz kurz nach der Vagusreizung wieder angestiegen; derselbe Kurventyp wie im Mittelausschnitt.

Die gestrichelten senkrechten Linien geben Anfang und wahrscheinliches Ende der Kammerystole an.

Abb. 3 a

Abb. 3 c

Den ausschließlich diastolischen Strompuls finden wir in der Regel bei mittleren und niedrigen Pulsfrequenzen. Leider ist es sehr schwierig, den Anstieg der Pulsfrequenz nach Eröffnung des Thorax zu verhindern, der oft Werte bis zu 220 Schläge pro Minute erreicht. Wir haben daher die Frequenz durch dosierte Reizung des rechten Vagus herabgesetzt, um dadurch die Analyse des Vorganges zu erleichtern. In allen diesen Versuchen bot sich ein charakteristisches Bild (Abb. 3).

Auf der Höhe der Vagusreizung erkennt man die reinen diastolischen Zuflüsse. Aus der Vorhofsdruckkurve geht hervor, daß der rechte Vorhof still steht und der Mitteldruck gegenüber der Norm angestiegen ist. Die Vorhofsdruckkurve verhält sich spiegelbildlich zur Stromkurve. Zur Normalkurve, die in einigen Herzschlägen abgebildet ist, ist zu bemerken, daß mit jeder Vorhofskontraktion eine starke Drosselung des Venenstromes eintritt. Die zweigipfligen Strompulse, die während der Kammertätigkeit erscheinen, sind gegenüber den in Abb. 1 dargestellten linearen Strömungsgeschwindigkeiten viel weniger ausgeprägt.

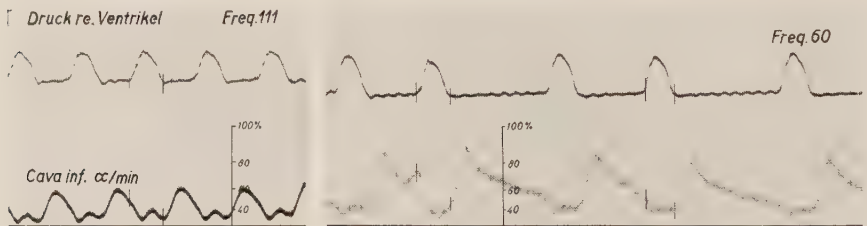


Abb. 4. Oben Druck in der rechten Kammer, unten Strömungskurve der V. cava inf. Zwischen den beiden Abschnitten Infusion von 100 cm³ Gelatine-Tyrode-Lösung i. v. Die Nulllinie der Druckkurve ist zwischen den beiden Kurventeilen verstellt worden.

Das gleiche Kurvenbild wie bei der Vagusreizung wird grundsätzlich bei niedrigen Herzfrequenzen auch anderer Genese gefunden.

Bei den selten beobachteten spontanen Bradykardien fanden wir, daß der diastolische Zufluß das Bild beherrschte und außerdem systolische Hemmungen des Zuflusses auftraten. Die Abb. 4 zeigt einen solchen Fall, in dem während einer Gelatine-Tyrode-Infusion die Pulsfrequenz von 110 auf 60 gefallen ist. Es sei hier besonders hervorgehoben, daß gegenüber den Verhältnissen bei der Vagusreizung die arteriellen Druckwerte normal sind, während die Venendrucke, deutlich erhöht, in derselben Größenordnung liegen.

In Versuchen, in denen eine zunehmende Asphyxie durch Stillstand der Atempumpe erzeugt wurde, wurden wieder ähnliche Bilder des diastolischen Zuflusses gewonnen. In diesem Falle sind zwar, ähnlich dem Verhalten bei der Vagusreizung, Herzfrequenz und Minutenvolumen niedrig, doch ist hier der Füllungsdruck mit 20 mm Hg excessiv hoch (Abb. 5).

Aus diesen Bildern scheint hervorzugehen, daß ein wichtiger Faktor für das Auftreten der ausschließlich diastolischen Strompulse die Herzfrequenz ist, die in allen Fällen verhältnismäßig niedrig ist, während die anderen Kreislaufgrößen — arterieller Druck und Herzminutenvolumen — in den demonstrierten Beispielen stark variieren. Die Venendrucke

zeigen jedoch in allen diesen Fällen mehr oder weniger erhöhte Werte gegenüber der Norm. Es ist denkbar, daß hier ein zweiter Faktor für die Entstehung des diastolischen Überwiegens vorhanden ist. In der Tat haben wir in mehreren Versuchen bei abklingender Vagusreizung, wobei die Herzfrequenz wieder angestiegen, der Venendruck aber noch erhöht war, einen ausschließlich diastolischen Strompuls beobachtet (Abb. 3 c).

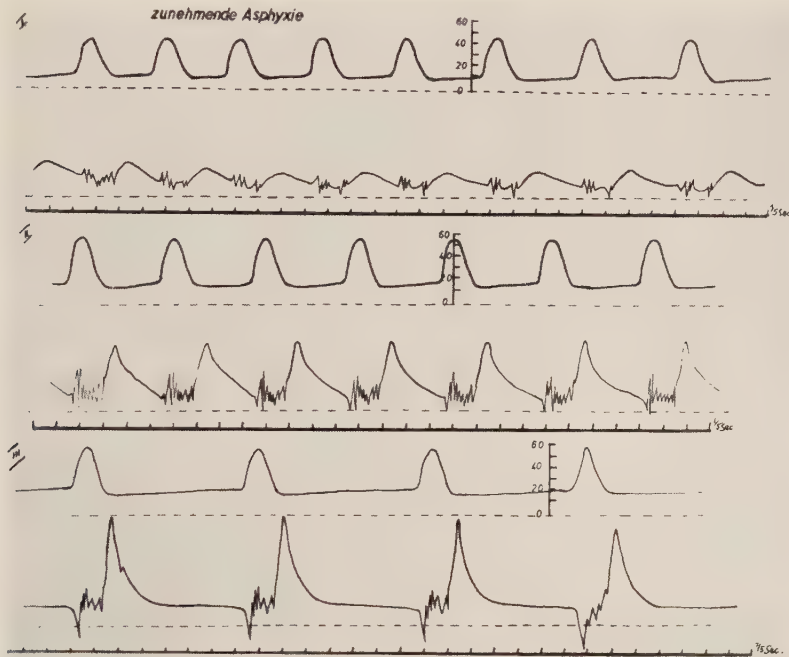


Abb. 5. Drei Kurvenabschnitte von einem Versuch mit zunehmender Asphyxie durch Abstellen der Atempumpe. Oben jeweils Druckkurve der rechten Kammer mit Eichung in mm Hg, darunter Strömungskurve der Cava inf., unten Zeitmarkierung $\frac{1}{5}$ Sek. Nulllinien gestrichelt.

Das andere Extrem, den ausschließlich systolischen Strompuls, beobachtet man im Tierversuch unter den von uns gewählten Bedingungen sehr häufig. Er tritt nämlich immer auf, wenn die Herzfrequenz sehr hoch ist (Abb. 6). Der Versuch demonstriert eine Tachykardie, die am selben Tier, über das bereits in Abb. 4 berichtet wurde, anfallsweise auftrat. Die Tachykardie führt zu einer regelmäßigen, sinuskurvenähnlichen Form der Strompulse. Auf dem abfallenden Schenkel der Kurve kann ein Knoten beobachtet werden, der zeitlich zusammenfällt mit dem Druckminimum der Kammerkurve. Die dann folgende Verminderung des Blutstromes wird wahrscheinlich durch die Vorhofssystole hervorgerufen. In anderen Versuchen, in denen das Ekg registriert wurde, fiel der Knoten und die folgende Senkung mit der P-Zacke zusammen. Und schließlich läßt sich in Abb. 3a zeigen, daß aus der Venenpulskurve eine Verminderung der Cavaströmung sich als vorhofssystolische Hemmung identifizieren läßt.

Daß ein diastolischer Gipfel nicht nachfolgt, wie in unseren ersten Abbildungen, ist nicht weiter verwunderlich, da die Frequenzerhöhung in erster Linie durch Abkürzung der Diastolendauer ermöglicht wird und diese daher im Fall der Abb. 6 außerordentlich gering ist.

Besprechung der Ergebnisse

Nach unseren Beobachtungen existiert wohl ein systolischer Strompuls, doch ist er nicht der dominierende Faktor des Venenrückflusses unter unseren Experimentalbedingungen. Nur bei extrem hohen Pulsfrequenzen (220/Min.) werden pendelnde Venenstromstöße beobachtet, die sich zusammensetzen aus einer von der Vorhofssystole herzleitenden Hemmung und einer kammersystolischen Förderung (Abb. 6). Bei Frequenzen von etwa 160—110/Min. treten neben den systolischen Spitzen diastolische Erhebungen in der Stromkurve auf (Abb. 4). Oft sind jedoch die vorhofsystolischen Hemmungen größer als die Summe der nachfolgenden systolischen und diastolischen Stromspitzen, so daß das Phänomen, das die Stromkurve am meisten beeinflußt, vom Vorhof ausgeht (Abb. 3 a).

Daß die während der Kammertätigkeit auftretenden Venenstrompulse nicht Folgeerscheinungen der Vorhofshemmung sind, ließ sich in einem Versuch nachweisen, in dem vorübergehend ein 2:1-Block auftrat. Den alleinigen Vorhofskontraktionen folgt eine langgestreckte Welle, während

bei Vorhofskontraktionen, die von der Kammersystole gefolgt sind, ein spitzer systolischer Gipfel erkennbar ist.

Wenn die Frequenz gegen „normale“, d. h. beim wachen Tier in Ruhe gewöhnliche, Werte absinkt, wird die kammersystolische Beschleunigungswelle immer weniger ausgeprägt; es tritt statt dessen eine systolische Hemmung auf (Abb. 4). Die Förderung des Blutes erfolgt dann überwiegend in der Diastole, oft mit einem Strömungsmaximum im Beginn der Diastole.

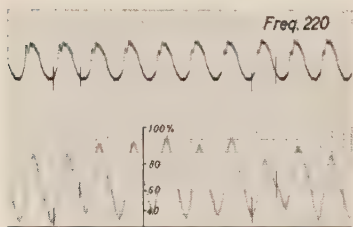


Abb. 6. Strömungskurve bei sehr hoher Pulsfrequenz. Oben Druck im rechten Ventrikel, unten Strömung in der V. cava inf. Man beachte den systolischen Strompuls und die Knotenbildung auf dem abfallenden Schenkel der Stromkurve. (Vergl. Brecher¹⁹).

Es wird allgemein angenommen, daß im Verlauf der Herzrevolution die Ventilebene sich in der Systole spitzenwärts bewegt, während die Herzspitze ihre Lage im Körper nicht verändern kann. Hierfür sind eine Reihe von Beweisen geliefert (Böhme³, Naumann⁷ u. a.). Diese Bewegung müßte den Vorhofsdruck senken infolge der Längsdehnung des Vorhofs, vor allem wenn der Vorhof an der Hinterwand fixiert ist. Dies letztere ist durch Grossmann et al.⁸ 1953 bestätigt worden. Diese Gegebenheiten müßten bedeuten, daß ein systolischer Strompuls in mehr oder weniger starkem Ausmaße auftreten sollte. Würde einer der Fixationspunkte gelöst, so wäre anzunehmen, daß der Strompuls abgeschwächt würde. Böhme³ hat jedoch gesehen, daß die schwimmenden Marken in den zentralen Venen

bei eröffnetem Thorax und frei beweglicher Herzspitze eine systolische Beschleunigung in unverminderter Weise erhalten. Daß in unseren Versuchen bei normalen Herzfrequenzen keine systolischen Ansaugungen beobachtet werden, ist also nicht auf die Eröffnung des Thorax zurückzuführen.

Auffallend in unseren Versuchen ist, daß die ausgeprägtesten systolischen Strompulse beobachtet werden, wenn hohe Pulsfrequenzen bestehen, was oft der Fall ist infolge des schweren operativen Eingriffes. Hierbei bleibt offen, ob durch die Thoraxeröffnung ausgelöste kardiopulmonäre Reflexe oder die durch Gerinnungshemmung unvermeidlichen Blutverluste die größere Rolle spielen. Wir haben den Eindruck — auf welche Weise auch immer die hohe Pulsfrequenz zustande kommt — daß eine gleichzeitig vorhandene Abnahme der Blutfüllung der großen Venen, wie man sie bei Hämorrhagien und anderen Kreislaufschockzuständen beobachtet, wesentlich an der Form der Stromkurve beteiligt ist. Auch hierfür gibt es eine direkte Beobachtung, auf die uns *O. Gauer*⁹ aufmerksam gemacht hat. In seinem Röntgenfilm, in dem er die Fliehkraftwirkung bei Zentrifugierung des Tieres in craniocaudaler Richtung darstellt, kann man bei zunehmender Beschleunigung eine Phase beobachten, in der die Blutfülle des Thorax merklich abgenommen hat. In diesem Augenblick wird eine deutliche Beschleunigung des Venenrückflusses während der Systole beobachtet.

Bei praller Füllung des Vorhofes, was immer dann auftritt, wenn das gesamte Venensystem überfüllt ist, braucht eine Ventilebenenverschiebung nicht unbedingt das Volumen des Vorhofs zu vergrößern, besonders nicht, wenn bei eröffnetem Thorax der Lungenzog wegfällt. In diesem Zustand könnte unter Umständen nur eine Formveränderung des Vorhofes erfolgen, ohne daß systolische Strompulse ausgebildet werden müßten. Eine solche Erklärung würde also mit unseren Befunden bei Vagusbradykardie und ähnlichen Zuständen übereinstimmen. Wie sich die Ventilebenenbewegung auf die Venenströmung auswirken wird, wenn die Bradykardie sich nicht mit einem erhöhten Füllungsvolumen des Venensystems vergesellschaftet, können wir nicht angeben, da wir Blutvolumenbestimmungen im Thorax nicht durchgeführt haben.

Daß eine diastolische Zuflußvermehrung auftritt, dürfte seine Erklärung in dem großen Druckgradienten zwischen Venensystem und Kammer im Beginn der Diastole finden, der sich im Laufe der Diastole vermindert. An sich wäre dadurch ein regelmäßiges Auftreten des diastolischen Zuflusses zu erwarten. In der Tat hat *Böhme* (Abb. 1) auch in nicht pathologischen Fällen diastolische Strompulse an den schwimmenden Marken beobachtet, und es ist deshalb auffallend, daß er dieser Erscheinung nur im Bereich des Pathologischen eine Funktion zuschreibt.

Wir glauben, durch unsere Untersuchungen die Bedeutung des diastolischen Zuflusses erwiesen zu haben, möchten aber die Übertragung unserer Ergebnisse auf normale Verhältnisse nicht eher vornehmen, als bis weitere Experimente in dieser Richtung vorliegen.

Zusammenfassung

Es wurden an Hunden in Morphin-Chloralose-Narkose amplitudengetreue Stromvolumkurven der V. cava inf. thoracalis mittels Differential-Strain gauge aufgenommen. Die Stromkurve der V. cava zeigt im allgemeinen zwei Strompulse. Der erste verläuft synchron mit der Systole, der zweite fällt in den Beginn der Diastole. Die Vorhofssystole führt zu einer deutlichen Hemmung des Venenstromes. Unter extremen Kreislaufbedingungen kann einer der beiden Strompulse wegfallen: Bei hoher Pulsfrequenz mit kurzer Diastolendauer treten ausschließlich systolische Strompulse auf, während in bradykarden Zuständen (Vagusreizung, Endstadium der Asphyxie, nach Kochsalzinfusion) der ganz überwiegende Teil des venösen Zuflusses in der Diastole erfolgt. Die Ursachen dieser Erscheinungen und die Bedeutung der Ventilebenenbewegung werden diskutiert.

Summary

Inferior cava flow was measured in dogs during morphine-chloralose anaesthesia with a differential pressure flow meter, recording electrically by use of a differential strain gauge. The flow curve usually shows rhythmic fluctuations with two maxima in each cardiac cycle. The first of these is in ventricular systole, the second in the first part of diastole. The auricular systole causes a distinct restriction in cava flow. In extreme conditions one or other of the two flow pulses can disappear. Thus at very high heart frequencies with short duration of diastole only the systolic maximum appears, whereas in conditions of bradycardia of different origin (vagus stimulation, terminal phase of asphyxia, after saline infusion) the dominating part of venous return flow occurs in diastole. The possible causes of these phenomena and the significance of the intra-cardiac movements of the atrio-ventricular valve region are discussed.

Résumé

Le courant sanguin dans la veine cave inférieure thoracique de chiens narcotisés à la morphine chloralose a été tracé en un graphique au moyen d'un «differential-strain gauge». En général la courbe du courant indique des fluctuations rythmiques avec deux maxima dans chaque période cardiaque. Le premier est dans la systole, le deuxième a lieu au début de la diastole. La systole auriculaire a un effet sensiblement inhibiteur sur le courant sanguin de la veine. Sous des conditions extrêmes de circulation l'une des deux fluctuations peut disparaître. Si la fréquence du pouls est haute et la durée de la diastole est courte, il ne se manifeste exclusivement que le maximum systolique, tandis que dans les états de bradycardie (irritation du pneumogastrique, phase extrême de l'asphyxie, après une infusion de chlorure de sodium) l'afflux veneux a lieu pour la bien plus grande partie pendant la diastole. Les causes de ce phénomène ainsi que la signification des mouvements intracardiaques de la région de la valvule atri-ventriculaire sont discutées.

Schrifttum

- 1 Eckstein, R. W., C. J. Wiggers and G. R. Graham, Amer. J. Physiol. **148** (1947): 740 — 2 Eckstein, R. W., G. R. Graham, I. M. Liebow and C. J. Wiggers, Amer. J. Physiol. **148** (1947): 745 — 3 Böhme, W., Erg. Physiol. **38** (1936): 251 — 4 ders., Fortschr. Rö.-Strahlen **57** (1938): 59 — 5 ders., Kreislaufstudien an Herz und großen Venen (Tierversuche), Archivfilm B 451 des Instituts für Film und Bild, Göttingen, 1950 — 6 Broemser, Ph., Zschr. Biol. **88** (1929): 296 — 7 Naumann, W., Pflügers Arch. **249** (1948): 56 — 8 Grossmann, N., B. Kondo and L. N. Katz, Amer. J. Physiol. **148** (1947): 229 — 9 Gauer, O., Persönliche Mitteilung — 10 Brecher, G. A., Amer. J. Physiol. **147** (1953): 299

Beiträge: Zur Veröffentlichung kommen nur Originalarbeiten und wissenschaftliche Kurzmittelungen; Buchbesprechungen werden *nicht* aufgenommen. Die Originalarbeiten sollen möglichst 3 Druckbogen und die wissenschaftlichen Kurzmittelungen 2 Druckseiten nicht überschreiten. Jede Arbeit soll am Schluß eine kurze Zusammenfassung enthalten. — Schrifttumangaben sind jeweils an den Schluß der Arbeit zu setzen und zwar einheitlich wie folgt: Nachname des Verfassers, Anfangsbuchstabe des Vornamens, Zeitschrift, **Band**, Jahreszahl, Seite. Bei Schrifttumangaben von Büchern folgen auf den Verfassernamen der Titel des Buches, Auflage, Ort, Jahreszahl, Seite.

Die Niederschriften sind möglichst einseitig mit Schreibmaschine zu schreiben. Beigefügte Abbildungen, graphische Darstellungen und Tabellen sollen auf der Rückseite den Namen des Verfassers und der Arbeit aufweisen. Als Vorlagen für die Abbildungen sind unmittelbar wiedergabefähige, also durchaus saubere Zeichnungen oder scharfe photographische Abzüge erwünscht. Sofern Neuzeichnungen nach den übersandten Vorlagen notwendig sind, erfolgen sie auf Kosten des Verfassers. — Die Beigabe von Tabellen soll wegen der hohen Satzkosten möglichst eingeschränkt werden; höhere Kosten müssen dem Verfasser berechnet werden.

Unkosten-Entschädigung: Die Entschädigung für die Aufwendungen des Verfassers beträgt DM 24.— je Druckbogen. Mehr als 3 Druckbogen je Arbeit werden nicht honoriert.

Sonderdrucke: Die Verfasser erhalten 40 Sonderdrucke unberechnet. An Stelle der Unkosten-Entschädigung ist auch die Lieferung von weiteren Sonderdrucken (bis zu 60) möglich, sofern ihre Bestellung bei Rücksendung der Korrektur erfolgt. Mehr als insgesamt 100 Sonderdrucke können nicht angefertigt werden.

Hittmair / Kleine Hämatologie

Von Prof. Dr. Anton Hittmair, Innsbruck. Mit 42 Abb. im Text und 7 farb. Tafeln. VIII, 284 Seiten. Kl. 8°. 1949. Hln. DM 23.—

Ars Medici: Das Buch bietet einen auch für den praktischen Arzt interessanten und fesselnden Aspekt der ganzen Problematik der Hämatologie. Es ist ein vorzüglicher diagnostischer und differentialdiagnostischer Wegweiser, zugleich aber auch ein vorzüglicher therapeutischer Berater.

v. Kaulla / Klinische Fortschritte auf dem Gebiete der Blutgerinnung

*(Monographien der „Medizinischen Klinik“ Heft 7).
Von Dr. med. Kurt N. v. Kaulla, Basel. Mit 15 Abb. 104 Seiten.
8°. 1949. Kart. DM 6.—*

Medizinische Klinik: Das Büchlein ist sachlich und ist dadurch sehr wertvoll, da es einen modernen Standpunkt darstellt und von persönlicher Erfahrung getragen ist.



URBAN & SCHWARZENBERG / MÜNCHEN · BERLIN

Landois-Rosemann / Physiologie des Menschen

Mit besonderer Berücksichtigung der chemischen und pathologischen Physiologie

26. Aufl., vollst. Neubearb. v. Prof. Dr. Hans-Ulrich Rosemann, Marburg a. L. 240 Abb., 1 Farbtaf. XVI, 958 S. Gr. 8°. 1950. Ln. DM 46.60

Nederlandsch Tijdschrift voor Geneeskunde:

„...Dieses Werk ist ohne Zweifel eines der besten physiologischen Lehrbücher.“

Ärztliche Forschung:

„Die umfassende Bearbeitung des gesamten Stoffes, die Art der Darstellung, die auch auf die Mehrdeutigkeit von Befunden eingeht und verschiedenen Auffassungen Rechnung trägt, läßt keine Wünsche offen. Für den Arzt wird auch die Neuauflage ein wichtiger Ratgeber in allen Fragen der Physiologie sein.“

Vogt / Grundzüge der pathologischen Physiologie

Von Prof. Dr. Helmut Vogt, Kiel. Mit 180 Abb. XV, 582 Seiten. Gr. 8°. 1953. Ln. DM 45.60

Medizinische Monatsschrift:

„...Das Werk bedeutet etwas Neues auf dem deutschen Büchermarkt. Es regt den Arzt und Forscher durch die besondere Betonung der Pathophysiologie des Nervensystems zum Nachdenken an. Die Einheitlichkeit der Darstellung, das große didaktische Geschick und die sehr brauchbare Literaturübersicht verdienen besonders hervorgehoben zu werden.“

Wallraff / Organe mit innerer Sekretion

Kurzgefaßtes Lehrbuch der Endokrinologie für Studierende und Ärzte

Von Prof. Dr. J. Wallraff, München. Mit 155 Abb. XII, 162 Seiten Text, 80 Bildseiten. 8°. 1953. Ln. DM 14.40

Acta Anatomica:

„Es ist sehr zu begrüßen, daß vom Verfasser versucht wurde, die Lücke zu schließen, welche in den Lehrbüchern über die Morphologie der endokrinen Drüsen besteht. Das vorliegende Buch zeigt die große wissenschaftliche sowie Lehrerfahrung des Autors auf diesem Gebiet.“

Ars Medici:

„...Inhaltlich scheint uns der vorliegende Band so wertvoll, daß wir ihn allen interessierten Kreisen angelegentlich empfehlen möchten.“



URBAN & SCHWARZENBERG / MÜNCHEN · BERLIN